

# 융합연구리뷰

Convergence Research Review

임매순 (한국과학기술연구원 선임연구원)  
전기 자극을 이용한 인공 망막 기술

한성민 (한국과학기술연구원 선임연구원)  
장애 예방 및 극복을 위한 인간-기계 연계기술 동향

# CONTENTS

- 01 편집자 주
- 03 전기 자극을 이용한 인공 망막 기술
- 43 장애 예방 및 극복을 위한 인간-기계 연계기술 동향



융합연구정책센터  
Convergence Research Policy Center

융합연구리뷰 | Convergence Research Review  
2019 August vol.5 no.8

**발행일** 2019년 8월 12일

**발행인** 김주선

**편집인** 최수영·권영만

**발행처** 한국과학기술연구원 융합연구정책센터

02792 서울특별시 성북구 화랑로 14길 5

Tel. 02-958-4980 | <http://crpc.kist.re.kr>

**펴낸곳** 주식회사 동진문화사 Tel. 02-2269-4783



## 전기 자극을 이용한 인공 망막 기술

시각 정보는 우리가 얻는 외부 정보의 70~80% 정도를 차지할 만큼 시각은 인간의 오감 중에 제일 중요한 감각이다. 이러한 정보 획득에 어려움을 겪는 시각장애인의 시력을 회복시키고자 하는 시도는 오래전부터 계속되어왔고, 기술의 발전을 통해 신체 기능 일부를 원상 복구시키는 일이 가능해지는 시대가 다가오고 있다.

이에, 본 호 1부에서는 전기 자극을 이용하는 형태의 인공 망막 장치의 동작 원리 및 현재 기술 수준, 그리고 해결해야 할 과제들을 정리하였다. 인공 망막 장치는 전극을 이식하는 위치에 따라 크게 1) 망막상 자극(epiretinal stimulation), 2) 망막하 자극(subretinal stimulation), 3) 맥락막상 자극(suprachoroidal stimulation)의 세 종류로 분류할 수 있다. 종류에 따라 장단점이 뚜렷하여 어떠한 방법이 최선의 방법이라고 확정하기는 어려운 상황이다. 다년간의 연구에도 불구하고 인공 망막 장치는 법정 시각장애인 시력에 크게 미치지 못하는 상황이며, 이를 극복하기 위해 새로운 전극, 영상 처리 기술, 해상도 향상 등의 과제들이 해결되어야 한다.

본 호를 통해 시신경 과학(visual neuroscience), 안과학(ophthalmology), 전자공학, 재료공학 등 여러 가지 학문 분야의 기술이 동시에 요구되는 진정한 융복합 영역인 인공 망막 기술의 발전을 통해 시각장애인의 삶의 질이 향상되기를 기대해 본다. 마이크로·나노 기술 연구자들과 망막 연구자들 간의 연결고리 같은 역할을 하는 융복합 전문가양성을 통해 새로운 한국형 인공 망막 장치의 개발을 기대해 본다.

## 장애 예방 및 극복을 위한 인간-기계 연계기술 동향

고령화와 기대수명의 증가에 따라 의료 분야에서도 융합 신기술의 개발 필요성이 증가함에 따라 노인 및 장애인의 건강관리와 삶의 질을 개선하기 위해서 인간-기계 연계기술을 활용한 연구가 활발하게 진행 중이다. 4차 산업혁명에 의한 정보통신기술 등이 융합된 미래의 의료 패러다임은 진단·치료 중심에서 예방·재활의 비중 확대가 가속화되고 있으며, 의료기관이 아닌 일상생활에서 장애 맞춤형 재활 지원 기술이 중요해 지고 있다.

이에, 본 호 2부에서는 사용자인 인간과 대상이 되는 기계(컴퓨터) 사이에서의 상호작용이 가능하도록 하는 기술인 인간-기계 연계기술(Man-Machine Interface)에 대해 알아보고, 그중에서도 특히 장애 보조의 개념에서만 접근하였던 인간-기계 연계기술의 새로운 패러다임인 장애 예방 및 극복 기술에 대해 알아보았다. 생체신호 기반 연계기술로는 크게 1) 근전도 기반, 2) 뇌전도 기반, 3) 신경신호 기반 기술이 있으며, 기술방식의 분류에 따라 침습적, 비침습적 방식으로 나눌 수 있다.

선진국에 비해 우리나라의 인간-기계 연계기술 연구의 시작이 늦었지만 21세기를 선도할 핵심 융합 연구로써 본 호를 통해 한 개인이 일생동안 발생시키는 1,100TB의 헬스케어 데이터를 의미있게 사용할 방안 등에 대해 고민해 보고, 빠르게 인구 고령화가 진행되는 우리나라에서 인간-기계 연계기술을 통해 많은 이들의 실생활에 도움이 될 수 있기를 기대해 본다.



**융합연구리뷰**

Convergence Research Review 2019 August vol.5 no.8



# 01

## 전기 자극을 이용한 인공 망막 기술

임매순 (한국과학기술연구원 선임연구원)

# I 의료 분야의 융합 기술로서의 인공 망막 장치

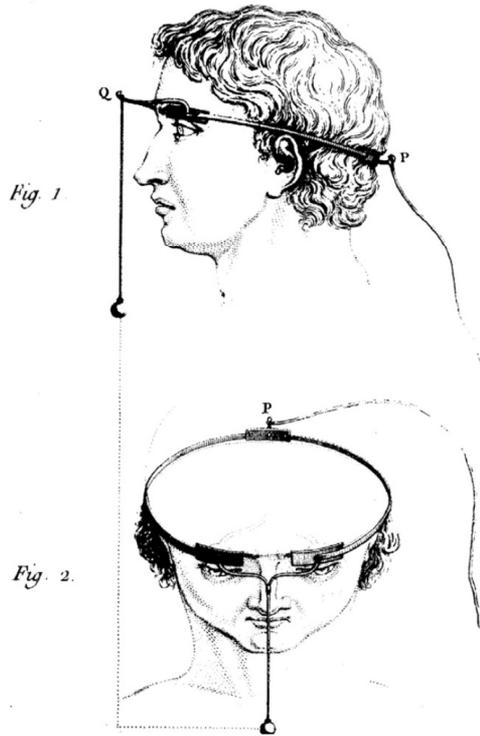
청각 장애인의 달팽이관에 유연한 전극을 삽입하여 청각 신경을 전기적으로 자극하는 형태의 인공 와우 (Cochlear Implant)는 대표적인 의료·전자 융합 기술의 성공 사례이다. 우리나라에서도 1989년부터 약 1만 건의 인공 와우 이식 수술로 청각 장애인의 삶의 질이 크게 향상된 바 있다. 4차 산업혁명 시대에는 이러한 형태의 기술 및 학문 간 융·복합을 통한 산업구조 변화가 가속화될 것이다. 특히, 공학을 뇌과학 및 의학과 접목시키는 분야는 시장을 주도할 신산업을 창출할 것으로 예상되고 있다. 따라서, 주요 국가들은 4차 산업혁명에 의한 변화에 선제적으로 대응하고 새로운 산업체계를 주도하기 위해 정부 차원의 노력을 하고 있다. 과거에도, 호주 정부는 인공 와우 분야에 연구개발비를 집중투자하여 국가 전략 산업으로 육성하였으며, 그 결과 전 세계 인공 와우 사용자 10명 중 7명은 호주의 Cochlear 제품을 이식받고 있다(디지털밸리뉴스).

성공적인 인공 청각 장치 개발에 이어 인공 시각 장치에 대한 관심도 커지고 있다. 시각 정보는 우리가 얻는 외부 정보의 70~80% 정도를 차지할 만큼 시각은 우리의 오감 중에 제일 중요한 감각이다. 따라서, 시각장애인의 시력을 회복시키고자 하는 시도는 오래전부터 계속되었다. 1755년, 프랑스의 의사 Charles Le Roy는 그림 1과 같은 장치로 전기 자극을 인가하여 시각장애인에게 반짝이는 섬광을 볼 수 있도록 하였다. 이는 인류 역사에서 전기를 이용하여 신체 기능의 일부를 조작한 첫 사례였다. 이 실험 이후 시력 회복을 위한 수많은 연구가 진행되었으며, 260여 년이 지난 현재 몇몇 인공 망막(Retinal Implant) 제품이 상용화된 상태이다. 그러나, 인상적인 임상실험 결과에도 불구하고 인공 망막 장치의 성능은 아직 매우 제한적이다. 따라서, 고품질의 인공 시각 구현을 위해 차세대 인공 망막 장치 개발을 위한 연구가 활발하게 진행되고 있다.

인공 망막 장치는 시신경 과학(visual neuroscience)과 안과학(ophthalmology), 전자공학, 재료공학 등 여러 가지 학문 분야의 기술이 동시에 필요한 영역으로, 성공적인 융합 연구를 통해 획기적인 성능 개선을 이루어 낸다면 학문적·사회적·경제적 파급효과가 매우 클 것으로 예상된다. 특히, 미국·독일·호주·일본·중국 등에서는 인공 망막 장치를 차세대 성장 산업으로 인식하고 많은 연구비를 지원하고 있다. 무엇보다 인공 망막 기술은 시각장애인의 삶의 질 향상이라는 직접적인 효과를 가져올 수 있다.

본 원고에서는 전기 자극을 이용하는 형태의 인공 망막 장치의 동작 원리 및 현재 기술 수준, 그리고 해결해야 할 과제들을 정리하고 앞으로의 융합 연구 방향에 대해서 살펴보기로 한다.

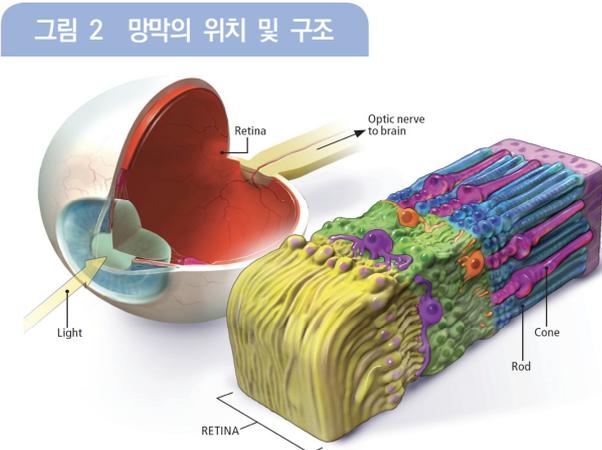
그림 1 프랑스 의사 Charles Le Roy에 의해 1755년에 행해진 전기 자극을 이용한 시력 회복 실험



(출처: Lewis & Rosenfeld, 2016)

### 1.1 시각 정보의 처리 과정 및 인공 시각 형성을 위한 자극 위치

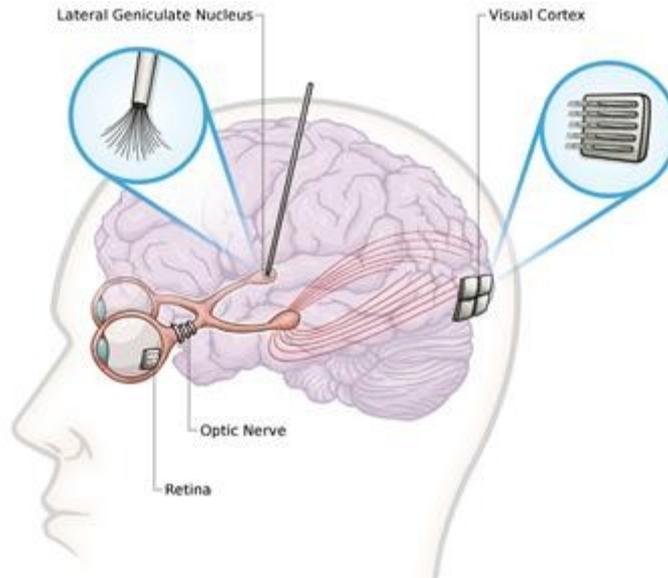
인공 시각을 구현하기 위해서는 시각 정보가 어떻게 처리되는지 이해해야 한다. 각막을 통과해 안구에 들어온 빛은 안구 뒷면에 존재하는 얇은 신경 조직인 망막에 상을 맺으며, 망막의 원추세포(cone)와 간상세포(rod)는 빛을 전기화학적 신호로 변환하여 시각 정보의 신경 신호를 생성한다(그림 2). 원추세포와 간상세포를 합쳐서 광수용체 세포(photoreceptor cells)라고 하는데, 색을 구분할 수 있는 원추세포는 고해상도의 중심부 시야를 담당하며 명암만을 구분할 수 있는 간상세포는 밤하늘의 별빛과 같은 고감도 시야를 담당한다. 광수용체 세포들이 형성한 신경 신호는 뒷단의 이극성 세포(bipolar cell, 그림 2의 녹색 층)를 거쳐 망막 신경절 세포(retinal ganglion cell, 그림 2의 노란색 층)로 전달되면서 복잡한 처리 과정을 거친 뒤 뇌로 전달된다. 이러한 망막 내 신경 신호 처리 과정은 1억 2천만 개에 달하는 광수용체 세포의 정보가 약 120만 개의 망막 신경절 세포로 집약되는 일련의 영상 정보 압축 과정으로 이해될 수 있다.



(출처: Jacobs & Nathans, 2009)

망막 신경절 세포의 축색 돌기(axon)들이 형성한 시신경 다발(optic nerve)은 심뇌에 위치한 외측슬상핵(Lateral Geniculate Nucleus, LGN)까지 신경 신호를 전달하고 시각부챗살(optic radiation)을 거쳐 후두엽(occipital lobe)의 시각 피질(visual cortex)에 도달하게 되어 시각 정보를 인지하게 된다(그림 3). 세계의 여러 연구 그룹들은 시각 정보가 처리되는 네 가지 위치(망막, 시신경 다발, 외측슬상핵, 시각 피질)를 인위적으로 자극할 수 있는 인공 시각 장치를 개발하고 있다. 그림 3은 각 위치를 전기적으로 자극하기 위해 필요한 전극의 모양 및 이식 위치를 보여준다.

그림 3 시각 정보의 처리 과정 및 인공 시각 구현을 위해 자극할 수 있는 위치



(출처: Lewis et al., 2015)

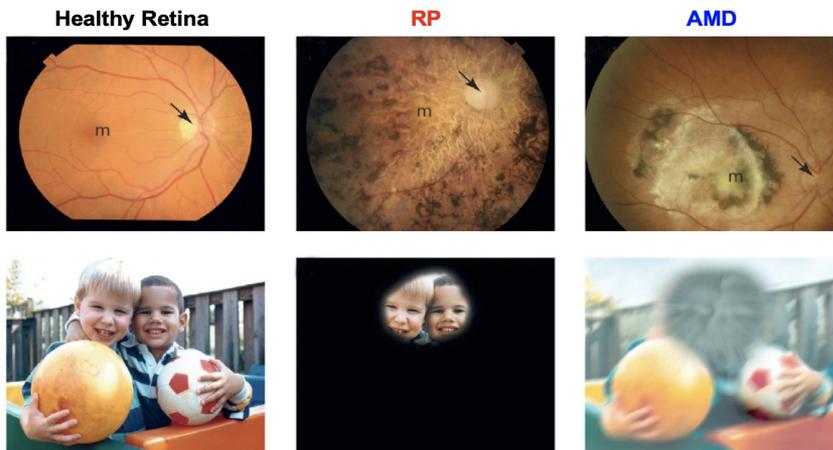
그림 3에 표시된 네 곳의 자극 위치 중, 시신경 다발은 약 120만 가닥의 케이블 묶음으로 이해할 수 있다. 시신경 다발의 지름은 4~5mm에 불과하기 때문에, 충분한 공간 분해능을 얻기 어렵다. 한편, 외측슬상핵과 시각 피질은 전극 이식을 위해 두개골 절개술(craniotomy)이 필요하며, 심뇌에 위치한 외측슬상핵과 굴곡진 표면이 후두엽 안쪽에 자리 잡은 시각 피질은 접근성이 떨어진다는 단점이 있다(Lewis et al., 2015).

인공 시각 구현을 위한 다른 자극 위치인 망막은 다음과 같은 장점을 갖고 있다. 첫째, 망막은 “Approachable part of the brain”이라는 별칭이 있을 정도로 뛰어난 접근성을 갖는다. 즉, 안구 옆면을 절개하여 망막에 전극을 삽입하는 수술은 앞서 언급한 다른 위치에 전극을 삽입하는 수술보다 상대적으로 수월하다. 둘째, 망막은 뇌의 일부분으로서 “뇌의 창”이라 불리며 복잡한 뇌신경 네트워크를 이해하기 위한 대표적인 표본으로 많은 연구가 이루어져 그 구조 및 신경 세포의 종류 등에 대한 이해가 깊은 편이다(Baden et al., 2016). 최근에는 뇌의 연결 구조 및 기능을 밝히는 커넥톰릭스(connectomics) 연구를 망막에 적용하여 그 이해가 더욱 깊어졌다(Bae et al., 2018). 셋째, 시각 정보 처리의 가장 앞 단계에 있는 망막에서 인위적인 신경 신호를 형성하면, 대뇌 시각 피질까지 이어지는 신경 신호 전달 경로를 그대로 이용할 수 있어 보다 자연스러운 인공 시각 구현이 가능할 것으로 기대된다.

## 1.2 인공 망막 장치의 대상 질환

여러 실명 요인 중 각막이나 수정체에 생긴 문제들은 기증자의 각막이나 인공 수정체를 이식하여 시력을 되찾을 수 있지만, 1억 개가 넘는 신경 세포들이 복잡한 네트워크를 형성하고 있는 망막은 변성(degeneration) 등의 이유로 한 번 손상되면 그 기능을 회복할 수 없고 이식도 불가능하다. 망막 변성을 가져오는 대표적인 질환으로는 망막 색소 변성(Retinitis Pigmentosa, RP)과 노인성 황반 변성(Age-related Macular Degeneration, AMD)이 있다. 약 3,500명당 1명꼴로 발병하는 유전 질환인 망막 색소 변성의 경우, 주변부 시야부터 손상이 시작되어 터널 비전으로 진행하다가 실명에 이르는 질병이다(그림 4 중). 한편, 노인성 황반 변성은 망막의 가운데에 위치한 황반에 문제가 생겨 시력이 점차 감소하고 실명하게 되는 질병으로(그림 4 우), 65세 이상 노인층에서 가장 주된 시력 상실 원인이다. 현재, 전 세계 노인성 황반 변성 환자는 약 2억 명에 달하는 것으로 알려져 있으며, 인구의 급격한 고령화에 따라 그 수가 더 늘어날 것으로 예상된다. 예를 들어, 미국의 경우 2004년을 기준으로 175만 명의 노인성 황반 변성 환자가 있었으나 2020년에는 300만 명에 이를 것으로 예측되고 있다. 우리나라에서도 70세 이상에서 5명 중 1명꼴로 노인성 황반 변성이 발병하고 있으며(한겨레), 최근에는 상대적으로 젊은 40~50대에서도 환자 수가 증가하고 있는 추세이다(조선일보). 따라서, 시각장애인 및 노령 인구의 삶의 질 향상을 위해 시력을 획기적으로 회복할 수 있는 인공 망막 기술에 대한 수요가 계속 증대될 것으로 보인다.

그림 4 정상 망막(좌) 및 망막 색소 변성(RP)(중)과 노인성 황반 변성(AMD)(우)에 의해 영향을 받은 망막의 모습(위), 해당 망막에 의한 시야(아래)



(출처: National Eye Institute of NIH)

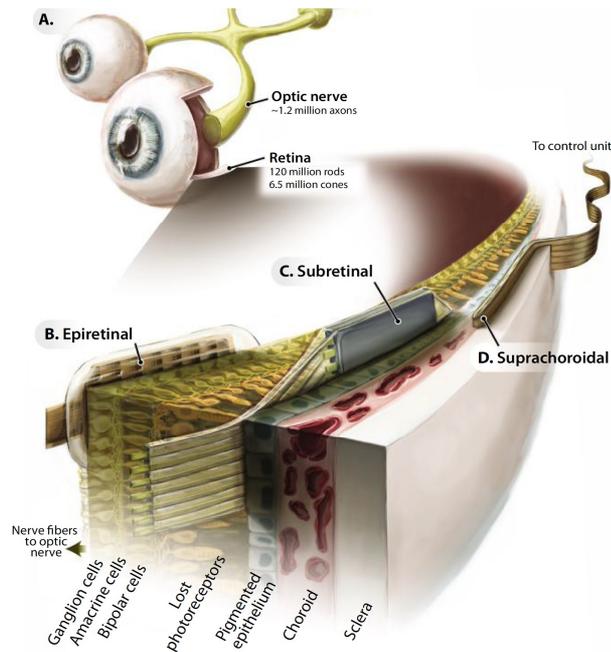
### 1.3 인공 망막 장치의 동작 원리

인공 망막 장치의 기본 원리는 전기적인 자극으로 망막의 신경세포들이 뇌로 다시 신경 신호를 보내게 만드는 것이다. 노인성 황반 변성과 망막 색소 변성의 경우, 빛을 전기화학적 신호로 변환해주는 광수용체 (photoreceptor) 세포들을 주로 손상시키기 때문에, 해당 질병에 의해 실명한 이후에도 광수용체 세포들을 제외한 뒷단의 망막 신경세포들의 기능은 비교적 잘 유지되는 것으로 알려져 있다. 따라서, 빛을 검출하는 기능을 카메라나 포토다이오드 등으로 대신해 주고, 획득된 영상 정보를 바탕으로 잔존 신경 세포들을 전기적으로 자극하면 망막 신경절 세포들이 다시 뇌로 시각 정보를 전달할 수 있다. 이러한 인공 망막 기술을 적용하기 위해서는 노인성 황반 변성이나 망막 색소 변성 같이 망막 신경절 세포가 남아 있어야 한다. 예를 들어, 안압 상승에 의해 망막 신경절 세포를 파괴하는 녹내장의 경우에는 인공 망막 장치를 적용할 수 없다.

## II 인공 망막 장치의 개발 현황 및 현재 기술 수준

인공 망막 장치는 전극을 이식하는 위치에 따라 크게 1) 망막상 자극(epiretinal stimulation), 2) 망막하 자극(subretinal stimulation), 3) 맥락막상 자극(suprachoroidal stimulation)의 세 종류로 분류할 수 있다(그림 5의 B-D). 대부분의 리뷰 논문들에서 이와 같은 기준으로 장치들을 분류하여 분석하므로, 본 고에서도 같은 방법으로 인공 망막 장치들을 분류하고 소개하도록 한다. 주로 임상실험을 진행했거나 임상실험 단계에 가까운 소자들을 중심으로 다룰 것이며, 최근에 새롭게 개발된 소자들에 대해서는 다음 장에서 논의할 것이다.

그림 5 (A) 시각 신경 신호의 처리 경로(visual pathway), (B-D) 망막의 단면 구조와 인공 망막을 위한 전극의 삽입 위치



(출처: Zrenner, 2013)

## 2.1 망막상 자극 장치(Epiretinal stimulation)

망막을 구성하는 세 종류의 세포층은 안구의 안쪽에서 바깥쪽 순서로 신경절 세포(ganglion cells), 이극성 세포(bipolar cells), 광수용체 세포(photoreceptors)들로 이루어져 있다(그림 5). 이 중에서 가장 바깥쪽에 위치하고 있는 광수용체 세포들 밖으로는 망막색소상피(pigmented epithelium)와 맥락막(choroid), 공막(sclera)이 망막을 둘러싸고 있다(그림 5). 안구 내의 유리액(vitreous humor)에 접하고 있는 신경절 세포 쪽의 망막 표면에 전극을 위치시키는 방법을 망막상 자극(epiretinal stimulation) 방법이라고 하며, 다음과 같은 장치들이 개발되었다.

### 2.1.1 Second Sight의 Argus II

미국의 Second Sight의 Argus II는 지금까지 미국 식품의약국(U.S Food Drug Administration, U.S FDA)에서 승인받은 유일한 인공 망막 장치이다. Second Sight는 2003년 16개의 전극을 갖는 Argus I을 개발하고 임상실험을 통해 가능성을 확인한 뒤, 2007년에는 전극의 개수를 60개로 늘린 Argus II를 개발하였다. 유럽과 미국에서 수행된 임상실험에서 Argus II 사용자들은 검은색 테이블 위에 놓인 흰색 접시, 컵, 포크 등의 위치를 인지하고 모양을 구분하기도 했다. 또한, 바닥에 표시된 선을 따라 걷고 문의 위치를 파악하는 등 좋은 성과를 보여주기도 했다. 2013년 미국 FDA의 승인을 거쳐 2014년부터 미국과 유럽을 비롯한 세계 각지에서 제품을 판매하고 있다. 현재까지 임상실험을 포함하여 350명 이상의 환자에게 이식되었으며, 우리나라에서도 2017년 현대아산병원에서 이식된 바 있다(그림 6).

그림 6 국내 첫 인공 망막 이식

朝鮮日報

2017년 6월 30일 금요일 A16면 사회

## 국내 첫 인공망막 이식... 20년만에 되찾은 빛

망막색소변성 환자 이화정씨  
'아르구스2' 이식해 시력 회복

유전성 망막 질환으로 실명(失明)한 환자에게 인공망막을 이식하는 수술이 국내에서 처음 성공했다. 아주 강한 빛 정도만 희미하게 감지할 수 있었던 환자는 수술 후 움직이는 차를 감지하고, 시력표의 큰 글씨 윤곽이 보일 정도로 눈이 밝아졌다.

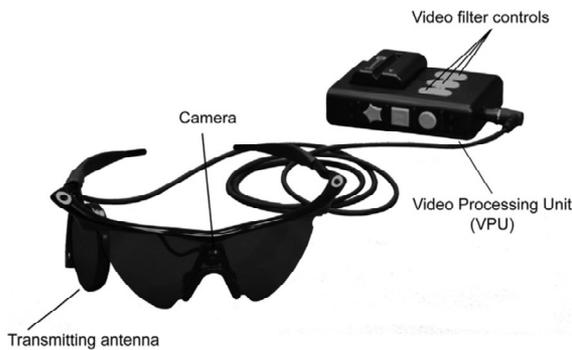
(출처: 조선일보)



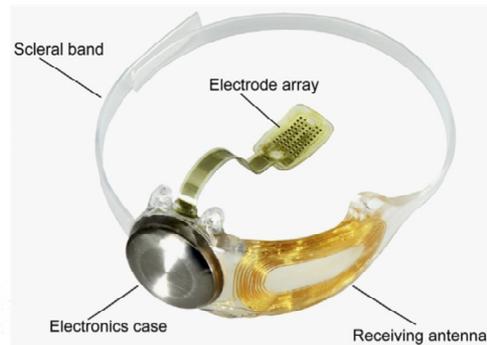
서울아산병원 국내 첫 망막 이식 수술을 성공적으로 받은 이화정(사진 왼쪽)씨와 수술을 집도한 윤영희 서울아산병원 안과 교수.

Argus II는 외부장치와 안구 내 이식 장치로 구성되어 있다(그림 7). 안경 형태의 고글에는 소형 카메라가 장착되어 외부 이미지를 촬영하고 허리에 착용하는 영상처리장치에서 이미지를 흑백의 픽셀 형태로 변환한다. 처리된 이미지는 안경과 안구 내 이식 장치에 집적된 코일을 통해 무선으로 전송된다. 이식 장치에서는 전송된 데이터를 이용해 전류 파형을 만들어 망막 표면의 전극을 개별적으로 구동하여 신경 세포들을 자극한다.

그림 7 Argus II의 외부장치 및 안구 내 이식 장치

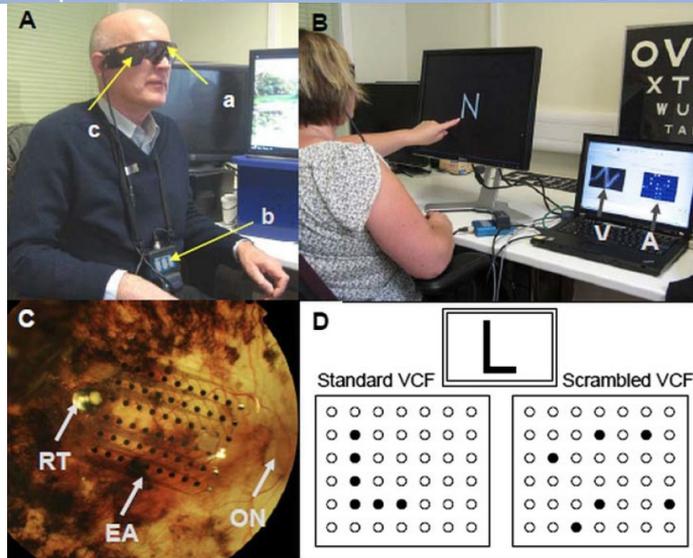


(출처: da Cruz et al., 2016)



망막 표면에 고정되는 Argus II 전극 어레이의 구조체는 폴리이미드(polyimide)이다. 총 60개(6×10)의 백금(Pt) 전극이 지름 200 $\mu\text{m}$ , 전극 사이 간격 525 $\mu\text{m}$ 으로 제작되었다(그림 8C). 전극의 개수가 60개에 불과함에도 좋은 성능을 보인 사용자들은 검은색 모니터 위에 표시된 큰 하얀색 알파벳을 손으로 따라 그리기도 하였다(그림 8B). 그러나, 지금까지 이식받은 환자들에서 최고 회복 시력은 20/1,260(영미권의 Snellen Visual Acuity로 20ft(약 6m)에 있는 물체를 1,260ft(약 384m)에 있는 것처럼 인지하는 시력, 우리나라 시력으로 0.016에 해당)에 불과했다. 수술 및 안경·렌즈 착용 등의 모든 방법의 시력 교정 후 20/200(우리나라 시력으로 0.1, 시력검사표의 제일 큰 글씨를 읽는 수준)에 미치지 못하면 미국에서 법정 시각장애인으로 인정되는 것과 비교하면 Argus II를 이용한 최고 회복 시력은 더 많이 개선되어야 할 것이다.

그림 8 (A) Argus II를 착용한 사용자의 모습, (B) Argus II 사용자가 모니터 화면의 글자를 손으로 따라가는 모습, (C) 사용자의 망막에 이식된 Argus II 전극 (RT: retinal tack, EA: electrode array, ON: optic nerve), (D) 알파벳 L을 표현하기 위한 전극 구동 패턴



(출처: da Cruz et al., 2013)

### 2.1.2 Pixium Vision의 IRIS II

프랑스의 Pixium Vision은 150개의 전극을 갖는 망막상 자극 제품인 IRIS II를 개발하여 유럽에서 CE mark를 획득하였다. Second Sight의 Argus II보다 2.5배 많은 전극 개수와 고유한 영상 처리 기법을 장점으로

홍보하며 임상시험까지 진행하여 Pixium Vision의 홈페이지에는 임상시험 참여자들의 동영상이 다수 게재되어 있다. 그러나, 전극의 물질 및 크기, 영상 처리 기법, 임상시험 결과 분석 등에 대해 논문을 출판하지 않아 자세한 내용은 파악할 수 없다. 현재는 망막 자극 제품인 PRIMA에 집중하고 있다.

그림 9 Pixium Vision의 IRIS II

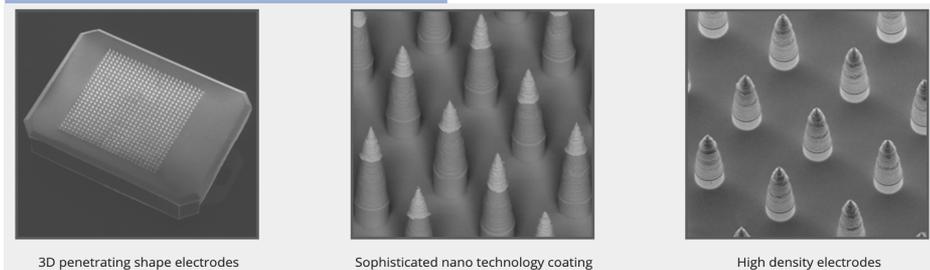


(출처: Pixium Vision)

### 2.1.3 Nano Retina

기존의 인공 망막 장치들은 평면 전극을 이용해왔으나 이스라엘의 Nano Retina는 3차원 바늘 형태의 전극을 제작하여 차별화하였다. 망막 표면으로부터 망막 내부로 3차원 전극을 삽입하면 자극하고자 하는 신경 세포에 더 가까운 곳에서 전기 자극을 인가할 수 있으므로, 필요 전류가 줄어들어 저전력 구동이 가능하고 전류 확산을 줄여 해상도를 높일 수 있다는 장점이 있을 수 있다. 그림 10과 같이 총 676개의 개별 전극을 갖는 3차원 전극 어레이를 제작하였으나 아직은 의미 있는 동물 실험 결과 등을 보여주지 못하고 있다.

그림 10 Nano Retina의 3차원 전극

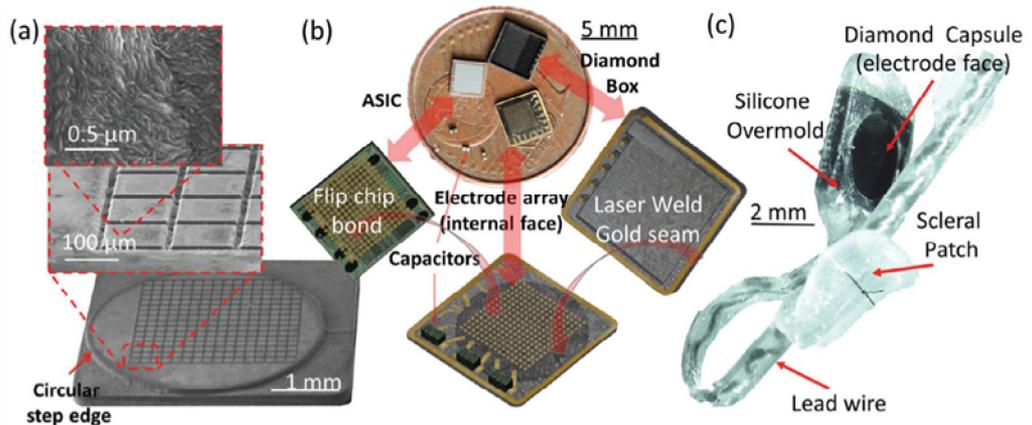


(출처: [www.nano-retina.com](http://www.nano-retina.com))

### 2.1.4 호주 멜버른 대학교, iBIONICS

호주의 멜버른 대학교(University of Melbourne)에서는 다이아몬드를 이용한 인공 망막 장치를 개발하고, 최근 캐나다에 iBIONICS를 설립하여 임상실험을 준비하고 있다. 그림 11과 같이  $120\mu\text{m} \times 120\mu\text{m}$  크기의 개별 다이아몬드 전극 256개가  $30\mu\text{m}$  간격으로 떨어져서 배치되어 있다. 다이아몬드의 우수한 생체적합성 및 패키징 특성을 이용하려는 시도이나, 사람을 대상으로 임상실험을 하기 위해서는 동물 행동 실험 등 추가적인 연구가 필요한 것으로 보인다.

그림 11 다이아몬드 전극을 이용한 인공 망막 장치

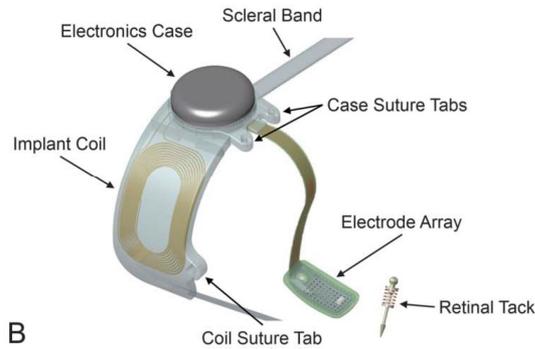


(출처: Ahnood et al., 2017)

### 2.1.5 망막상 자극 방법의 단점

망막상 자극 방법은 다음에 설명할 망막하 자극 방법보다 수술이 쉬우나 몇 가지 단점이 있다. 우선, 전극 소자를 망막 표면에 고정하기 위해서는 압정과 같은 형태의 retinal tack을 이용해야 한다(그림 12). iBIONICS에서는 망막 표면과 맥락막에 자석을 삽입하여 자력으로 소자를 고정하는 방법을 제안하기도 했으나, 여전히 고정 장치가 추가로 필요하다는 단점은 피할 수 없다.

그림 12 Argus II 이식 장치 및 retinal tack 개념도



(출처: Rizzo et al., 2018)

전극을 망막 표면에 고정해야 하는 이유는 전극과 신경 세포 사이의 거리가 자극에 필요한 전류의 크기에 큰 영향을 끼치기 때문이다. Argus II 전극의 경우 유연한 폴리이미드를 구조체로 사용했음에도 이식 후 시간이 지남에 따라 전극과 신경 세포 사이의 거리가 늘어나면서 자극에 필요한 전류의 양이 증가하는 것으로 보고되고 있다(Yue et al., 2015). 이러한 단점을 보완하기 위해서는 구형인 안구 내벽의 망막을 보다 고르게 접촉하고 떨어지지 않는 재질의 새로운 물질이 필요할 것으로 보인다.

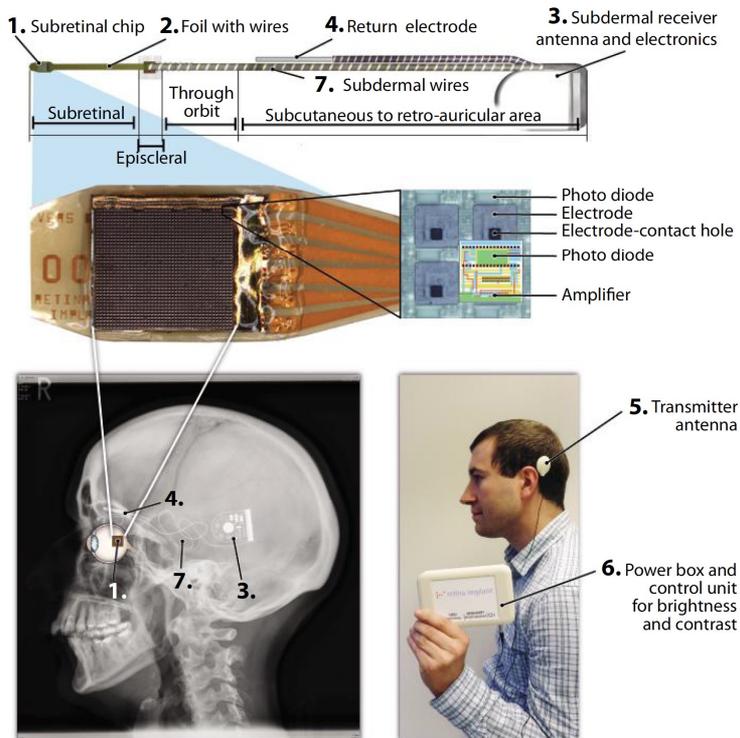
## 2.2 망막하 자극 장치(Subretinal stimulation)

망막 위에 전극을 이식하는 방법과 달리 망막색소상피와 광수용체층 사이에 전극을 삽입하는 방법을 망막하 자극(subretinal stimulation) 방법이라고 한다(그림 5C). 망막 변성이 진행되어 광수용체층이 사라지고 나면 망막색소상피와 이극성 세포층 사이에 전극이 위치하게 된다. 전극을 삽입하기 위해서는 망막색소상피로부터 망막 조직을 들어올려야 하므로, 수술 방법이 망막상 자극에 비해 어려운 단점이 있으나 전극 삽입 후 망막을 다시 부착하게 되면 전극과 신경 세포의 거리가 더욱 균일하게 유지되는 장점이 있다. 또한, 망막의 신경 신호가 광수용체-이극성 세포-망막 신경절 세포의 순으로 처리되는 것을 고려하면, 초반부의(망막 변성이 진행되어 광수용체가 사라진 이후의) 이극성 세포를 자극하고 뒷단의 복잡한 망막 신경 회로를 최대한 활용하여 더 자연스러운 인공 시각 형성이 가능할 것으로 기대된다(Zrenner, 2013).

### 2.2.1 Retina Implant의 Alpha-IMS

독일의 Retina Implant는 튀빙겐 대학교(University of Tübingen)의 연구진들에 의해 설립된 회사로 Alpha-IMS라는 망막 자극 장치를 개발하여 유럽에서 상용화하였다. 각각의 개별 전극에는 빛을 검출할 수 있는 포토다이오드 및 전류를 증폭할 수 있는 회로를 집적하였다(그림 13). 따라서, 카메라가 장착된 안경이 필요 없으며, 눈동자를 직접 움직여서 시선이 자연스럽다는 장점이 있다.

그림 13 Retina Implant의 Alpha-IMS 제품의 구성 및 환자에게 이식된 모습



(출처: Zrenner, 2013)

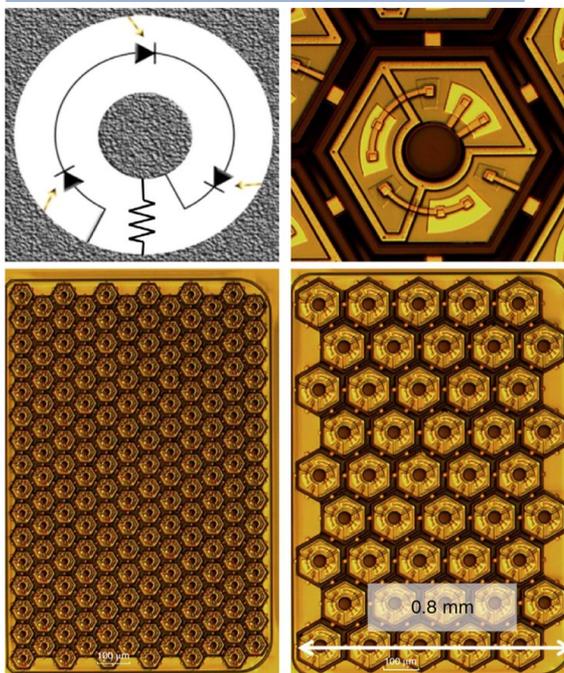
Alpha-IMS는 3mm×3mm 면적에 1,500개의 개별 전극을 집적하여 Argus II보다 전극 개수와 전극 밀도가 각각 25배, 50배 향상되었다. 우수한 성능이 예상된 Alpha-IMS 역시 임상실험 과정에서 희망적인 결과들을 많이 보여주었으나, 지금까지 확인된 최고 회복 시력은 20/546(우리나라 시력으로 0.037)으로 Argus II와 비교하면 2배 정도 향상되는 데에 그쳤다. 또한, 개별 전극의 크기(50 $\mu$ m×50 $\mu$ m)를 바탕으로 한 예상

회복 시력 20/250에는 미치지 못했다. Argus II와 Alpha-IMS의 임상실험 결과 비교는 맹목적인 전극 소형화로는 인공 망막 장치 성능 향상에 한계가 있음을 의미한다. 따라서, 두 회사 모두 전극 개수 또는 밀도 개선에 관한 연구를 진행하지 않았다. 2003년에 설립된 Retina Implant는 유럽의 과도한 규제와 Alpha-IMS 소자의 제한된 성능을 이유로 2019년 3월에 사업을 중지하였다.

### 2.2.2 Stanford University, Pixium Vision의 PRIMA

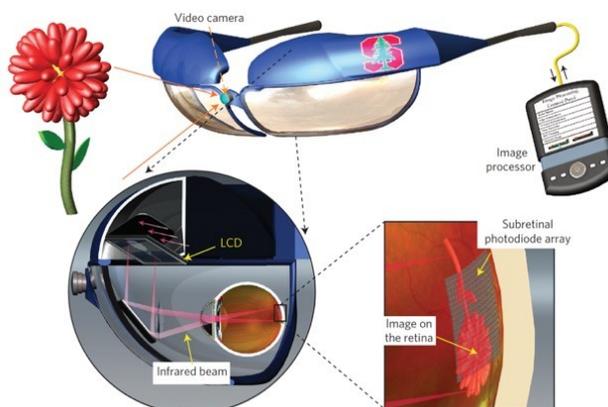
망막하 자극 방법의 경우, Alpha-IMS처럼 포토다이오드를 이용하는 경우가 많다. 스탠퍼드 대학에서는 그림 14와 같이 세 개의 포토다이오드가 직렬로 배치된 단일 전극을 어레이 형태로 개발하였다. 해당 소자는  $0.8\text{mm} \times 1.2\text{mm}$ 의 면적에  $70\mu\text{m}$ (그림 14 왼쪽 아래) 또는  $140\mu\text{m}$ (그림 14 오른쪽 아래) 크기의 개별 전극을 갖고, 전류 확산을 최소화하기 위해 리턴 전극(ground)을 개별 전극 주변부에 둘러서 배치한 구조이다. 소자에 도달하는 빛을 데이터 및 전원으로 전극을 구동하기 때문에 전극 어레이가 무선으로 독립적인 동작이 가능하다. 따라서, 여러 전극 어레이를 망막 아래에 타일처럼 배치하여 넓은 영역을 모듈화하여 덮을 수 있도록 설계되었다. 그러나, 각 포토다이오드를 구동하기에는 망막에 도착하는 자연광의 세기가 약하기 때문에, 그림 15와 같이 외부 안경으로부터 주사되는 적외선 빔으로 각 전극을 구동하여야 한다.

그림 14 PRIMA 시스템의 자극 전극 구조



(출처: Mandel et al., 2013)

그림 15 스탠퍼드 대학에서 Pixium Vision에 기술이전된 PRIMA 시스템의 개념도

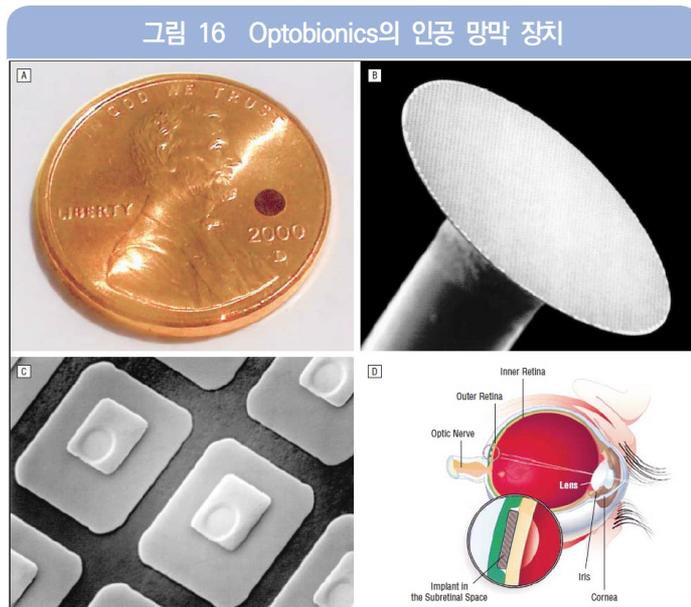


(출처: Mathieson et al., 2012)

해당 기술은 프랑스의 Pixium Vision에 기술이전 되어 PRIMA라는 제품으로 개발되었으며, 노인성 황반 변성 환자를 대상으로 최근 임상실험이 진행되었다. 아직 그 결과가 논문으로 출판되지는 않았으나, Pixium Vision의 홍보 기사에서 최고 회복 시력이 20/460으로 소개되었다. 기존의 최고 기록인 20/546(Retina Implant의 Alpha-IMS)보다는 좋은 결과이나 여전히 법정 시각장애인 시력 기준에 미치지 못하고 있다.

### 2.2.3 Optobionics의 ASR(Artificial Silicon Retina)

안과 의사인 Alan Chow 박사와 전자공학자인 Vincent Chow 형제는 Optobionics 라는 회사를 설립하고, 지름 2mm의 실리콘 칩에 5,000개의 포토다이오드가 집적된 형태의 인공 망막 장치를 개발하였다(그림 16). 포토다이오드를 이용한 최초의 인공 망막 소자인 해당 소자는 2001년에 6명의 망막 색소 변성 환자에게 이식된 바 있다(Chow et al., 2004).



(출처: Chow et al., 2004)

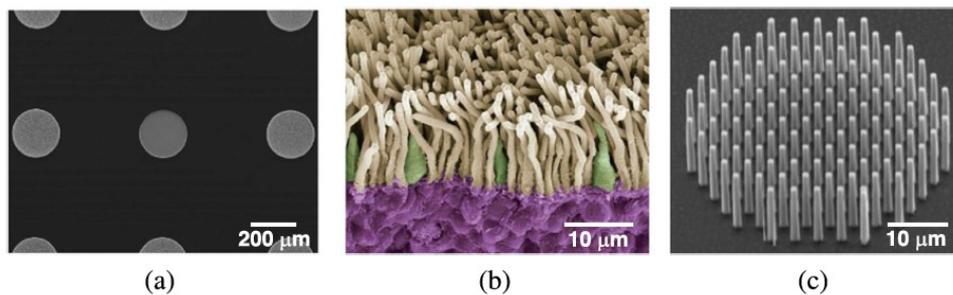
실험에 참여한 환자의 망막하에 이식된 해당 소자는 자연광의 세기가 자극에 필요한 전류를 생성할 만큼 크지 않았음에도 임상실험에서 20/400의 최고 회복 시력을 보였다. 이 결과는 이식할 위치를 정교하게 추적하지

않아 망막 변성 전의 위치에 소자가 이식되었고, 소자에서 나오는 약한 전류에 의해 광수용체 세포들이 보존되어 나타난 간접적인 결과로 이해되고 있다.

## 2.2.4 University of California, San Diego(UCSD) & Nanovision

UCSD의 연구진은 광수용체 세포와 비슷한 크기를 갖는 실리콘 나노와이어 포토다이오드를 제작하여 인공 망막 장치로의 가능성을 보고하였다(그림 17). 포토다이오드에 도달하는 빛을 직접 전원으로 사용하는 Pixium Vision의 PRIMA나 Optobionics의 ASR과 달리, 실리콘 나노와이어 포토다이오드는 빛에 의한 스위칭 소자로 이용하고 전류를 외부에서 공급하는 형태로 Retinal Implant의 Alpha-IMS와 비슷한 구조라 할 수 있다. 해당 연구진은 Nanovision을 설립하여 임상실험을 준비하고 있다.

그림 17 (a) Argus II의 평면 전극, (b) 막대 세포(노란색)와 원추 세포(초록색), (c) 실리콘 나노와이어 포토다이오드 전극

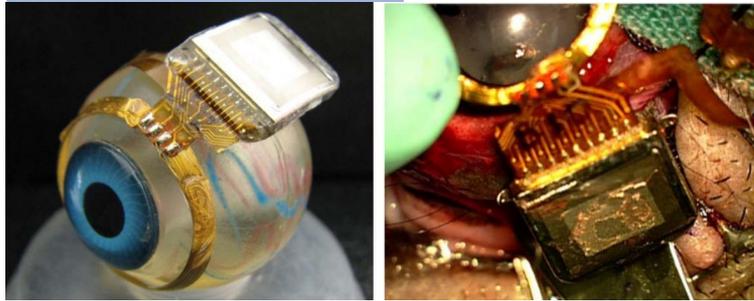


(출처: Ha et al., 2016)

## 2.2.5 Boston Retinal Implant Project

보스턴에 있는 하버드 의대 안과 의사 Joseph Rizzo III 교수와 MIT 전자과의 John Wyatt 교수가 주축 연구진으로 이루어진 Boston Retinal Implant Project(BRIP)는 인공 망막 개발 초기에 많은 연구를 수행하여 그림 18과 같은 형태의 장치를 개발하였다. 그러나, 사람을 대상으로 한 임상실험까지는 수행하지 못하였고, 현재는 Bionic Eye Technologies를 통해 새로운 구조의 전극 개발을 진행하고 있다.

그림 18 보스턴 인공 망막 장치



(출처: Kelly et al., 2011)

### 2.2.6 망막하 자극 방법의 단점

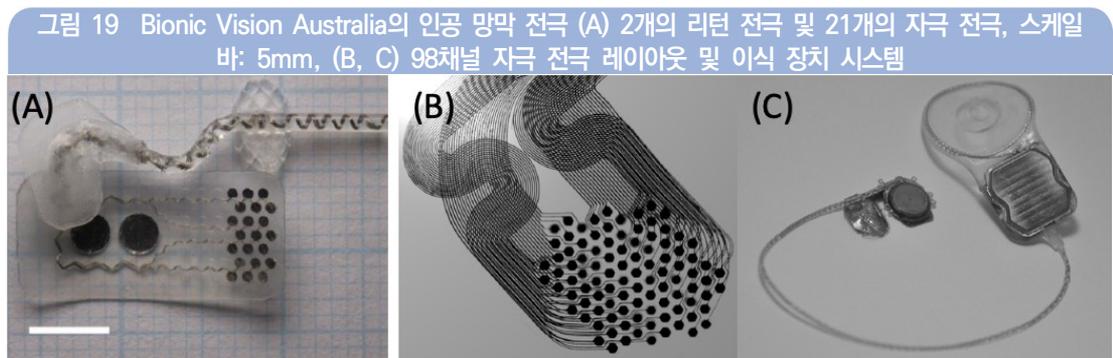
특정 망막 변성 질환 또는 특정 환자의 경우, 광수용체에서 빛을 검출하는 부분만 파괴되고 광수용체의 세포체는 남아 있다고 알려져 있는데, 그러한 경우에는 광수용체 세포까지 자극하여 더욱 자연스러운 인공 시각 형성이 가능할 수 있다. 그러나, 망막 아래에 전극을 삽입하면 망막색소상피층으로부터 영양분과 산소 공급이 차단되어 질병에 의해 파괴되지 않고 살아남아 있을 수 있는 광수용체 세포들이 대부분 사멸하여(Lorach et al., 2015), 그런 효과를 기대할 수 없다. 또한, 망막 아래에 전극을 삽입하기 위해서는 망막색소상피층으로부터 망막을 들어 올려 전극을 이식할 자리를 확보해야 한다. 그러나, 망막과 색소상피층을 분리하면 전극 삽입 후 다시 붙더라도 망막 박리(retinal detachment)가 발생할 가능성이 증가하게 되는 문제가 있다.

## 2.3 맥락막상 자극 장치(Suprachoroidal stimulation)

맥락막상 자극(Suprachoroidal stimulation)은 안구의 맥락막(choroid) 위에 전극을 이식하여 망막의 신경 세포를 자극하고자 하는 방법이다(그림 5). 해당 방법은 망막의 위나 아래에 전극을 삽입하는 형태와는 달리 전극 이식에 따른 망막 손상을 최소화하면서 이식 후 전극이 안정적으로 유지될 수 있다는 장점이 있다. 그러나, 전기 자극을 통해 활성화하고자 하는 망막의 신경세포들과 전극 사이의 거리가 멀어 필요한 전류가 크다는 단점이 있다. 큰 전류가 맥락막에서 망막까지 먼 거리를 이동하면서 좌우 방향으로도 더 넓게 퍼지기 때문에 높은 해상도를 기대하기 어렵다.

### 2.3.1 Bionic Vision Australia(University of New South Wales, University of Melbourne)

인공 와우를 잇는 호주의 차세대 성장 산업으로 인공 망막을 육성하고자, 호주 정부는 University of New South Wales, University of Melbourne, Royal Victorian Eye and Ear Hospital 등이 참여하는 Bionic Vision Australia에 대규모 연구비를 지원하여왔다. Bionic Vision Australia는 실리콘(silicone)에 지름 600 $\mu$ m의 백금(Pt) 전극을 형성하여 맥락막상 자극용 인공 망막 장치를 개발하였다(그림 19). 그동안 21채널, 44채널 전극 개발에 이어 98채널까지 개발하여 임상실험을 진행 중이다(그림 20).



(출처: Aplin et al., 2016) (출처: Suaning et al., 2014)

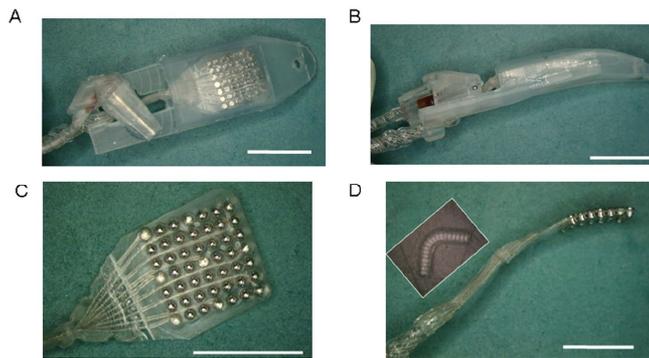


(출처: Bionic Vision Australia)

### 2.3.2 오사카 대학교, NIDEK

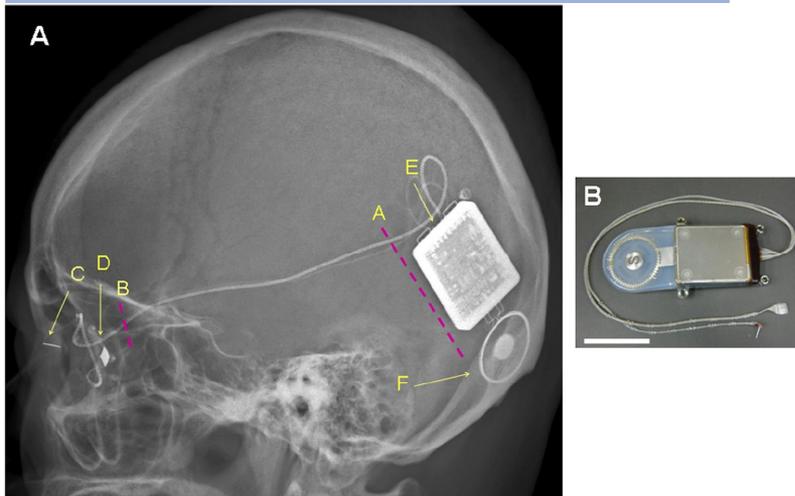
일본의 안과 장비 제작 업체인 Nidek은 지름 500 $\mu$ m의 백금(Pt) 전극 49개로 구성된 전극 어레이를 개발하였다(그림 21). 5.7mm $\times$ 4.6mm 크기의 해당 소자는 오사카 대학병원에서 망막색소변성 환자의 맥락막 위에 이식(그림 22)되어 임상실험이 진행되었다(Fujikado et al., 2011).

그림 21 오사카 대학과 Nidek의 인공 망막 전극



(출처: Fujikado et al., 2011)

그림 22 오사카 대학과 Nidek의 인공 망막 장치 및 이식 사진

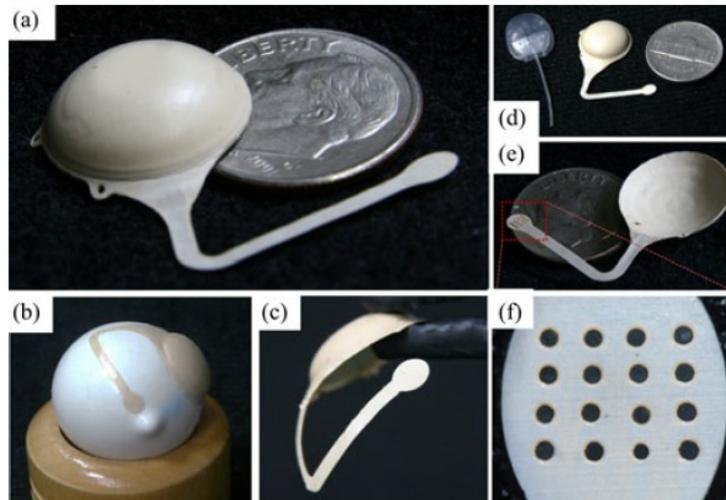


(출처: Fujikado et al., 2011)

### 2.3.3 서울대학교·서울대병원

서울대학교 전자공학과와 서울대병원 안과 공동 연구팀은 Liquid Crystal Polymer(LCP)를 패키징 물질로 이용한 인공 망막 장치를 개발하였다(그림 23). LCP의 흡습율(moisture absorption rate)은 0.04% 미만으로 폴리이미드(polyimide, 약 2.8%) 또는 패릴렌-C(parylene-C, 0.06-0.6%)에 비해 매우 우수한 것으로 알려져 있다(Jeong et al., 2015). 따라서, 집적회로 등이 포함된 인공 망막 장치의 내구성 향상에 도움이 될 것으로 기대된다.

그림 23 LCP를 이용한 서울대학교 인공망막 장치



(출처: Jeong et al., 2015)

## III 최신 인공 망막 기술 동향

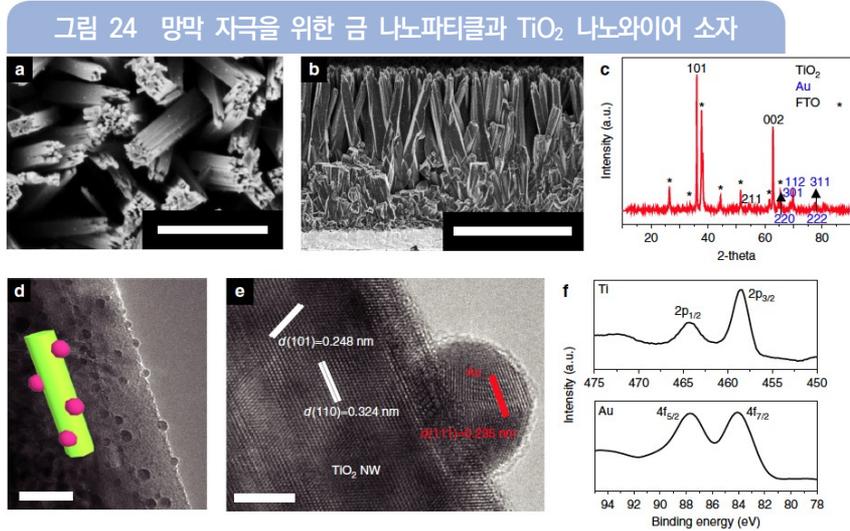
앞에서 언급한 Second Sight의 Argus II와 Retinal Implant의 Alpha-IMS의 성능 비교는 맹목적인 전극의 소형화나 추가적인 전극의 고밀도 집적이 인공 망막 장치의 성능 향상에 제한적인 효과를 가져올 것을 보여준다. 따라서, 대만의 칭화대학에서 수년 전 개발한 4,096개의 전극을 집적한 인공 망막 소자(Fan, 2013)와 같은 연구보다는 다른 접근 방법의 연구가 진행되고 있다. 최근에는 새로운 물질을 이용하는 인공 망막 연구들이 Nature Photonics, Nature Communications, Advanced Materials, Advanced Functional Materials 등의 수월성 저널에 출판되고 있다.

### 3.1 Photovoltaic materials

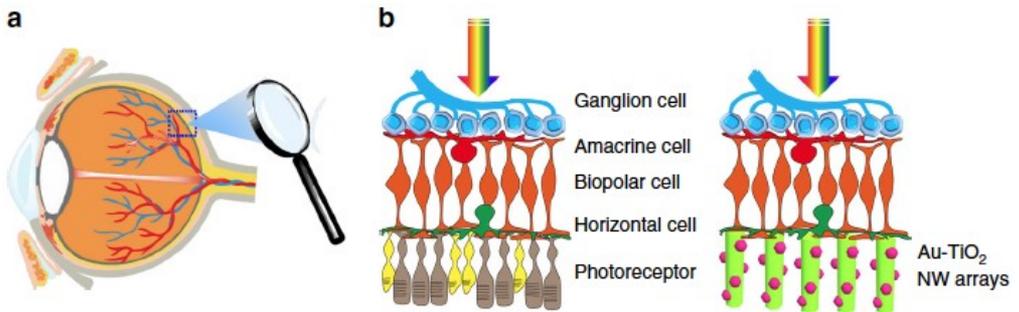
개별 전극을 어레이 형태로 배열하여 구동하는 방식으로는 대면적에 고해상도의 인공 시각을 구현하려면 복잡한 전극 배선이 큰 문제가 된다. Retinal Implant의 Alpha-IMS처럼 회로를 함께 집적하는 능동 전극 개발로 배선 문제를 해결하는 방법도 있으나, Retinal Implant는 소자 이식 후 CMOS Chip의 고장이 내구성을 저해하는 가장 큰 원인으로 분석하였다(Daschner et al., 2018). 반면, CMOS Chip을 포함하지 않는 수동 전극인 Second Sight의 Argus II의 경우 Alpha-IMS보다 더 나은 내구성을 보여주었다. 이는 능동 전극을 사용하기 위해서는 집적회로의 패키징 이슈가 확실히 해결돼야 함을 시사한다.

최근에는 배선의 필요성을 없애고 간단한 방법으로 소자를 제작하기 위해 광기전 효과(photovoltaic effect)를 갖는 소재를 이용한 연구가 활발하게 진행되고 있다. 예를 들어, 프랑스의 CNRS에서는 TiO<sub>2</sub> 나노튜브에 도달하는 빛을 이용하여 전류를 생산하고 망막 신경 세포를 자극하는데 성공하였으며(Ronzani et al., 2018), 중국 Fudan 대학에서는 TiO<sub>2</sub> 나노와이어에 금(Au) 나노파티클을 부착하여 광전환 효율(photoconversion efficiency)을 향상시키고(그림 24), 실험 동물의 망막하에 이식하여 신경 세포를 자극하는데 성공하였다(그림 25)(Tang et al., 2018). 또한, 스위스의 EPFL(École Polytechnique Fédérale de Lausanne)에서는 P3HT(poly(3-hexylthiophene-2,5-diy))의 광기전 효과를 이용한 인공 망막 장치를 개발하여 우수한 성능을

보여주었다(Ferlauto et al., 2018). 해당 소재들은 유연한 기판 위에 인공 망막 장치를 제작하는 데에도 적합하므로 더욱 매력적으로 여겨지고 있다.



**그림 25 TiO<sub>2</sub> 나노와이어를 이용한 망막 자극 개념도**

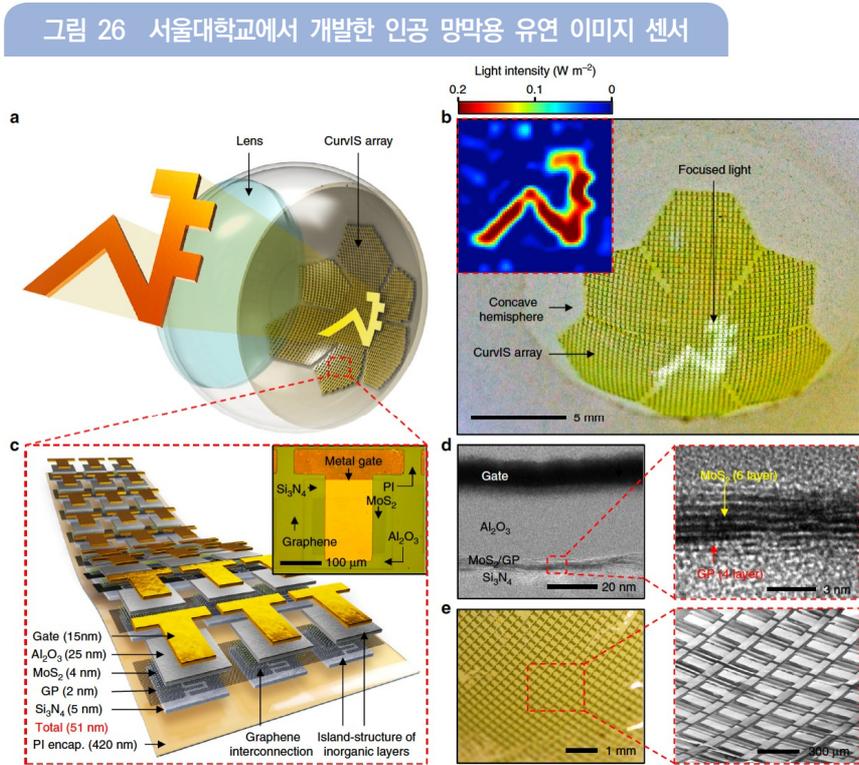


(출처: Tang et al., 2018)

### 3.2 Flexible materials

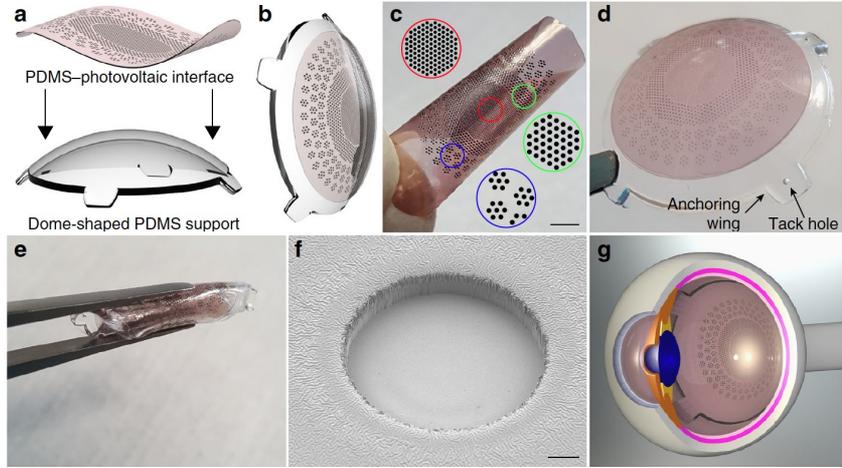
구형인 안구의 특성상 안구 내벽의 망막을 균일하게 접촉하는 인공 망막 장치를 위해서는 유연한 소재를 사용하는 것이 좋다. 그동안 인공 망막의 구조체(패키징)에 주로 사용된 물질은 폴리이미드(polyimide)였다. 최근에는 그림 26과 같이 폴리이미드 위에 MoS<sub>2</sub> 등을 이용하여 인공 망막용으로 유연한 이미지 센서가 개발되기도 했다(Choi et al., 2017). 그림 27은 스위스의 EPFL에서 개발한 완전히 구겨질 수 있는 인공 망막 전극이다. 광기전 효과를 갖는 P3HT와 유연한 폴리머인 PDMS(polydimethylsiloxane)를 이용하여 망막 전체를 덮을 수 있을 정도의 대면적으로 제작한 소자이다(Ferlauto et al., 2018). 대면적의 소자임에도 구겨질 수 있는 특성 덕분에 안구 내에 더욱 쉽게 삽입할 수 있을 것이다.

앞으로의 연구에서는 폴리이미드나 PDMS 이외에도 다양한 유연 소재가 적용될 수 있을 것이며, 유연 소재 안에 간단한 회로와 센서들을 집적하기 위해서는 패키징 관련 연구도 필요할 것으로 예상된다.



(출처: Choi et al., 2017)

그림 27 EPFL에서 PDMS로 제작한 구겨지는 인공 망막용 전극



(출처: Ferlauto et al., 2018)

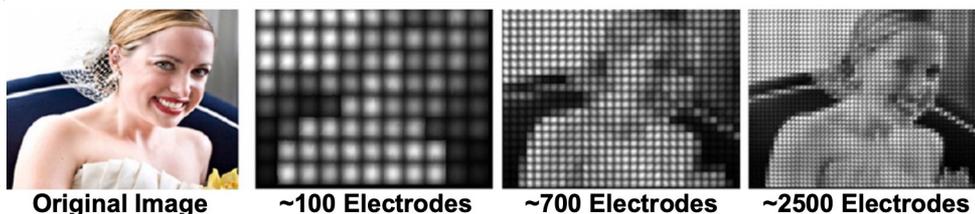
## IV 향후 해결해야 할 과제

전기 자극을 이용하는 형태의 인공 망막 장치가 현재까지 보여준 최고 회복 시력은 법정 시각장애인 시력에 크게 미치지 못한다. 이러한 제한된 성능 탓에 상용화 이후에도 시장 규모가 크게 성장하지 못하고 있다. 기존의 인공 망막 기술을 뛰어넘는 획기적인 성능의 장치 개발을 위해서는 다음의 세 가지의 문제점들을 반드시 해결해야 할 것으로 보인다.

### 4.1 해상도 향상을 위한 연구

고품질의 인공 시각 구현을 위해서는 무엇보다도 해상도를 향상해야 한다. 디스플레이 분야에서는 화소의 크기를 줄여(집적도를 높여) 해상도를 높여왔다. 따라서, 그림 28과 같이 대다수의 연구자들은 전극의 개수 또는 밀도를 증가시키는 방법을 해결책으로 생각했으나, 앞 장에서 설명한 지금까지의 임상실험 결과들은 새로운 접근 방법을 요구하고 있다.

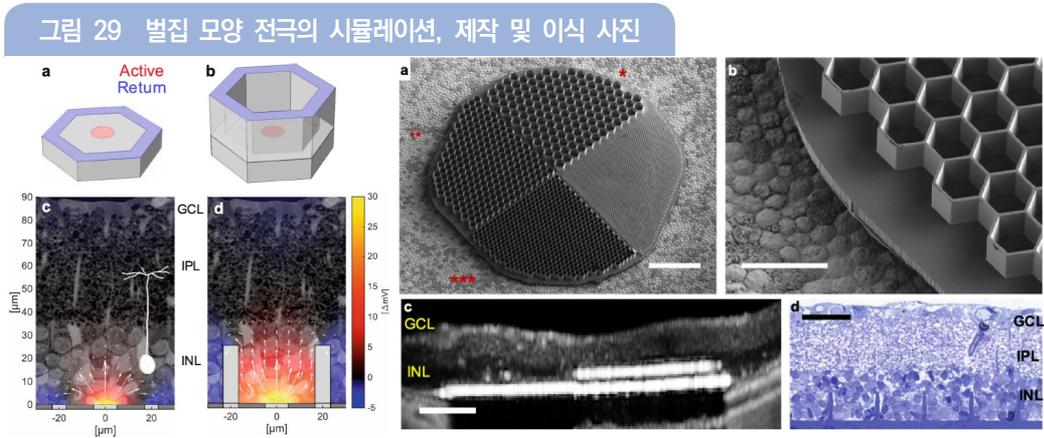
그림 28 전극 개수에 따른 인공 시각 품질 예측



(출처: Freeman et al., 2011)

#### 4.1.1 새로운 전극 개발

해상도를 높이기 위해서는 전극에 인가된 전류가 멀리 퍼져나가지 않고 좁은 영역의 망막 신경 세포만을 자극할 수 있어야 한다. 망막의 한쪽 표면에서 좁은 영역을 자극하기 위해 자극의 크기를 줄이면 망막의 깊은 곳에 있는 세포를 자극하기 어려워지는 문제가 발생할 수 있다. Pixium Vision의 PRIMA 소자(그림 29 좌)를 개발한 스탠퍼드 대학에서는 좁은 영역에서 깊이 방향으로 전기 자극을 집중할 수 있도록 벌집 모양의 3차원 리턴 전극을 개발하였다(Flores et al., 2019). 이처럼 새로운 구조의 3차원 전극이나 새로운 물질의 도입을 통해 전기 자극을 더욱 집중할 수 있는 인공 망막 장치의 개발이 필요하다.



(출처: Flores et al., 2019)

#### 4.1.2 새로운 영상 처리 기술 개발

인공 망막 장치에서는 어떤 위치의 전극을 구동할지 결정하기 위해 외부 이미지를 픽셀 형태로 변환하는 과정이 필요하다(그림 30). 따라서, 제한된 숫자의 전극을 이용해 복잡한 시각 정보를 보다 효율적으로 전달할 수 있는 새로운 알고리즘을 개발하면 실질 해상도가 향상되는 효과를 기대할 수 있을 것이다.

그림 30 제한된 숫자의 흑백 픽셀로 복잡한 실생활 이미지를 표현하는 방법의 예  
- 그림에 기재된 YouTube 링크 참고



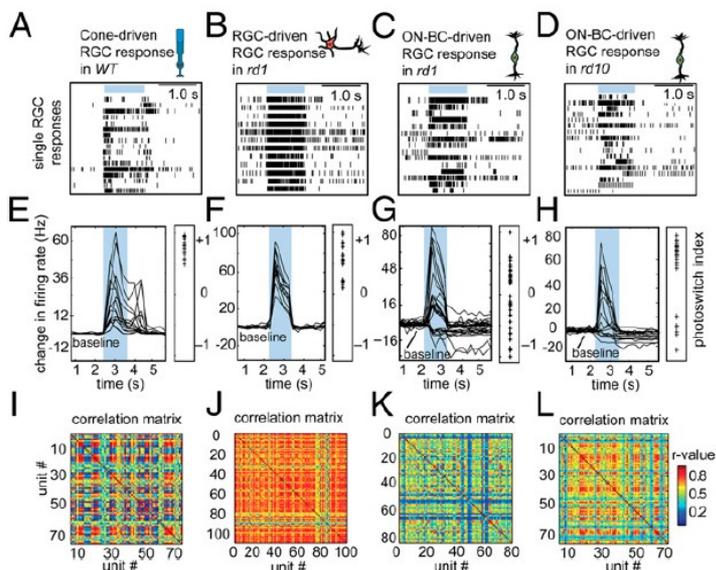
Fig. 10: Free form trial: Subject asked to organise a domestic environment. Top: Kinect colour camera. Bottom: User's POV within HMD (ground plane and structural edge modes). Full Video: <http://youtu.be/iK5ddJqNuxY>

(출처: Lui et al., 2012)

#### 4.1.3 망막 신경 신호 다양성에 따른 해상도 향상

약 120만 개에 달하는 망막 신경절 세포들은 각기 다른 고유한 신경 신호 패턴으로 시각 정보를 뇌로 전송한다(그림 31 A, E, I 참고). 정상 시야의 다양한 신경 신호와 달리 인공적으로 형성된 신경 신호가 너무 균일하면(그림 31 B, F, J의 경우), 시각 피질에서 해석하기 어려운 이질적인 신호가 된다. 따라서, 정상 망막에서의 신경 신호 다양성을 인공 망막을 이용해 구현하는 것이 매우 중요한 것으로 이해되고 있다. 실제로, 최근 인공 G protein-coupled receptor를 이용한 동물 행동 실험에서는 신경 신호의 다양성을 증가시키면 인공 시각의 해상도가 증가함을 확인하였다(Berry et al., 2017). 전기 자극을 이용해 수많은 신경절 세포에서 신경 신호의 다양성을 증가시키는 연구가 필요할 것이다.

그림 31 망막 신경절 세포의 신경 신호 다양성

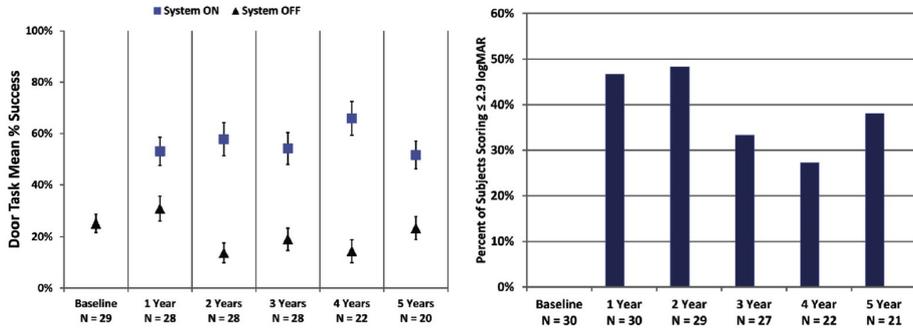


(출처: Gaub et al., 2014)

## 4.2 자연스러운 인공 시각 형성

잘 알려진 바와 같이 뇌는 가소성(plasticity)이라는 특성이 있다. 따라서, 인공 망막으로 형성된 인공 신경 신호가 정상 시야에서의 신경 신호와 다를지라도 지속적인 훈련 과정을 통해 인공 망막 사용자가 더 잘 이해하게 될 것으로 기대됐다. 그러나, Argus II 장치의 이식 후 성능 변화를 5년간에 걸쳐 조사한 연구에서는 성능 향상을 확인하지 못했다(그림 32). 이렇게 시각 피질의 가소성을 기대하기 어렵다면 전기 자극으로 만들어지는 신경 신호를 최대한 자연스럽게(즉, 정상 시각에서의 신경 신호와 최대한 비슷하게) 형성해 주는 것이 인공 망막의 성능 향상을 위해 매우 중요하다.

그림 32 Argus II 장치 이식 후 5년 동안 사용자들의 성능 변화



(출처: da Cruz et al., 2016)

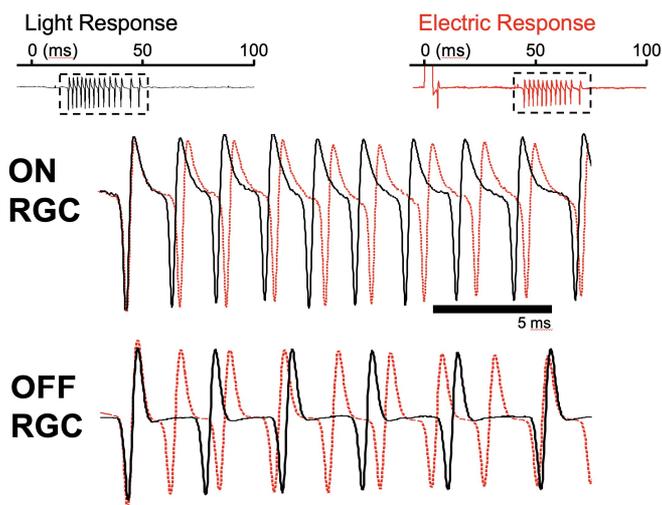
#### 4.2.1 다양한 망막 신경절 세포의 고유한 신경 신호의 정확한 모사

망막 신경절 세포의 종류는 12가지가 넘고, 같은 종류의 신경절 세포들도 모두 제각각 다른 패턴의 신경 신호를 뇌로 보낸다. 이상적인 인공 망막 장치는 120만 개에 달하는 신경절 세포의 고유한 신경 신호 패턴을 정확하게 모사할 수 있어야 하나, 그 다양성과 복잡성을 고려할 때 현실적이지 않다고 할 수 있다. 그러나, 뇌가 쉽게 이해할 수 있도록 최대한 비슷한 신경 신호 패턴을 만드는 것을 목표로 해야 할 것이다.

여러 종류의 망막 신경절 세포 중 ON 세포와 OFF 세포는 빛의 밝기가 각각 증가 또는 감소할 때만 반응하는 세포들로서 우리의 시각 인지 능력에 가장 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있다. 주어진 시공간에서 밝기의 증가와 감소는 동시에 일어날 수 없으므로 빛에 반응하는 정상 망막에서는 두 종류의 세포가 동시에 뇌로 신호를 보내지 않는다. 그러나, 현재 전기 자극 기술로는 한 종류의 신경절 세포만을 선택적으로 자극할 수 없기 때문에, 전기 자극을 인가하면 전극 주위의 ON 세포와 OFF 세포가 함께 뇌로 신호를 보낼 수밖에 없다. 그렇다면, 밝기 증가와 감소에 해당하는 신경 신호를 함께 전달받는 인공 망막 사용자들의 뇌는 그 의미를 해석하기 어려울 수 있을 것이다. 그러나, 이러한 예상과 달리 대부분의 임상실험 참여자들은 전기 자극으로 만들어진 신경 신호를 밝기 증가(ON 세포의 반응)로 인지하였다. ON 세포와 OFF 세포가 동시에 자극되더라도 불구하고 뇌에서 ON 세포의 반응을 더 잘 인지하는 것은 전기 자극으로 만들어진 신경 신호와 빛 자극으로 만들어진 신경 신호가 ON 세포에서 OFF 세포에서보다 더 비슷하기 때문으로 보인다(그림 33). 즉, 인공 망막의 전기 자극에 의해 두 종류의 세포가 동시에 뇌로 신경 신호를 보내더라도 사용자의 뇌는 ON 세포의 반응은 해석 가능한 신호(signal)로, OFF 세포의 반응은 해석이 어려운 잡음(noise)으로 받아들이는

것을 의미한다. 따라서, 전체 망막에서 전기 자극으로 형성되는 신경 신호의 신호 대 잡음 비(signal-to-noise ratio, SNR)를 최대화하면(즉, OFF 세포의 반응 대비 ON 세포의 반응을 최대화하면) 인공 시각 정보를 깨끗하게(뇌가 이해하기 쉽게) 만들 수 있을 것이다(Im and Fried, 2015).

그림 33 동일 망막 신경절 세포(Retinal Ganglion Cell, RGC)에서 빛 자극에 의해 발생한 신경 신호(검은색)와 전기 자극에 의해 발생한 신경 신호(붉은색)의 비교



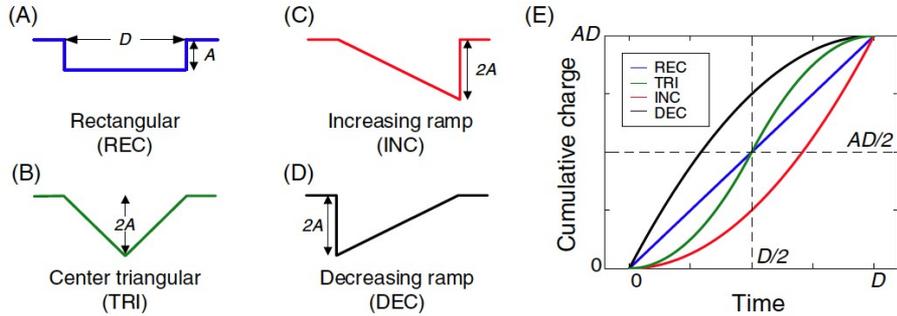
(출처: Im & Fried, 2015)

#### 4.2.2 최적의 전기 자극 파라미터 선정

새로운 하드웨어 개발 못지않게 중요한 것은 인공 망막 장치를 구동하기 위한 다양한 전기 자극 파라미터의 최적화 연구이다. 예를 들어, 인공 망막 장치를 사용하기 위해서는 전기 자극을 주기적으로 인가하여 신경 신호를 지속해서 업데이트해주어야 한다. 이때, 전기 자극 빈도에 따라 인공 시각의 품질이 달라질 수 있다. 실제로, Alpha-IMS의 임상실험 참여자들은 5~7Hz의 자극 빈도를 가장 선호했는데(Stingl et al., 2015), 최근 토끼 망막을 이용한 실험에서는 해당 자극 빈도로 자극할 때 OFF 세포의 반응 대비 ON 세포의 반응이 최대화되는 것을 확인하였다(Im and Fried, 2016). 두 실험 결과의 유사성은 위에서 설명한 SNR이 최고값을 가질 때 인공 시각의 품질이 우수하다는 것을 의미한다. 후속 연구에서는 전기 자극 펄스의 폭이 10msec 일 때 SNR 값이 제일 크다는 것을 확인하기도 하였다(Im et al., 2018).

인공 망막을 비롯한 대부분의 신경 자극 연구에서는 사각파를 자극 전류 파형으로 사용하고 있다. 그러나, 그림 34와 같이 전류 파형에 따라서 전하가 공급되는 속도가 다르므로 신경 신호 형성에 다른 효과를 나타낼 수 있다. 실제로, 최근 연구 결과는 사각파보다 삼각파들이 망막 신경 세포 자극에 더 효율적인 것으로 보고하였다 (Lee and Im, 2018). 이외에도 자극 전류의 크기 등 다른 자극 파라미터에 대해서도 신경 과학적인 이해를 기반으로 한 최적화 연구가 필요하며, 궁극적으로는 향후 동물 행동 실험 및 임상실험을 통해 검증해야 할 것이다.

그림 34 다양한 전류 파형 및 시간에 따른 전하 공급 곡선

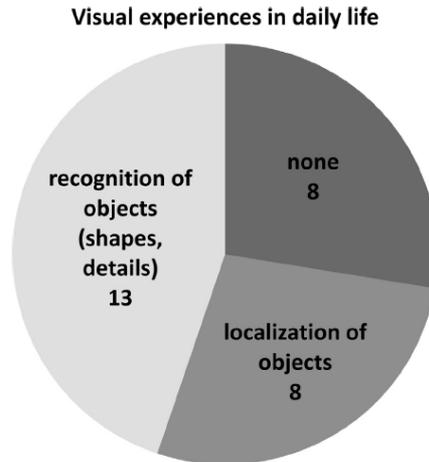


(출처: Lee & Im, 2018)

### 4.3 사용자에게 따른 성능 차이의 원인 분석

지금까지의 인공 망막 장치의 임상실험 과정에서 확인된 최고 회복 시력 20/1,260(Argus II)와 20/546(Alpha-IMS) 등은 전체 참여자 중에 각 1명씩으로부터 얻어진 기록이다. 이는 법정 시각장애인 시력에 크게 미치지 못할뿐더러, 이마저도 이식받는 환자에 따라 회복 시력의 편차가 심한 것으로 보고되고 있다. 예를 들어, Alpha-IMS의 임상실험 참가자 29명 중, 13명은 물체의 모양을 인지하고 구분할 수 있을 정도로 좋은 성능을 보였지만, 8명은 물체의 모양을 구분하지 못하고 위치만을 확인하는 데 그쳤으며, 나머지 8명은 아무것도 보지 못하는 결과를 보였다(그림 35). 인공 망막의 임상실험을 수행했던 모든 연구 그룹들은 사용자들 간의 성능 차이가 심한 이유를 명확하게 설명하지 못하고 있다.

그림 35 Retinal Implant의 Alpha-IMS 임상실험 참여자들의 성능 분포



(출처: Stingl et al., 2015)

사용자에 따른 성능 차이의 원인을 규명하는 것은 인공 망막 장치의 성능 향상을 위해 매우 중요하다. 예를 들어, 자극 전극을 이식하는 최적의 위치를 제시하거나 인공 망막 이식에 더욱 적합한 환자들을 선택하는데 도움을 줄 수 있을 것이다. 특히, 망막 변성 질환의 경우 환자에 따라 망막의 변성 정도가 다르고, 그에 따라 살아남은 망막 신경 세포의 종류 및 상태가 매우 다른 것으로 알려져 있다. 따라서, 망막 변성 정도에 따라 전기 자극에 대한 망막 신경 세포의 반응이 어떻게 변화하는지에 대해 더 많은 연구가 수행되어야 할 것이다. 해당 연구를 위한 망막 변성 동물 모델로는 rd10(retinal degeneration 10) mouse, RCS(Royal College of Surgeons) rat 등이 있다. 변성이 진행된 망막과 더불어 정상 망막을 이용한 비교 분석 연구를 통해 인공 망막 연구의 문제점을 정확하게 파악해야 해결책을 제시할 수 있을 것이다.

## V 결론 및 전망

엄청난 양의 시각 정보를 처리하는 시작점인 망막은 그 구조와 기능이 매우 복잡하므로 인공 망막 장치의 효율적인 설계를 위해서는 개별 망막 신경세포들의 기본 동작 원리 및 망막 전체에 대한 깊은 이해가 필수적이다. 이는 개별 트랜지스터를 이해하지 못하면 고성능의 집적회로를 설계하기 어려운 것과 같다. 그러나, 지금까지의 인공 망막 연구에서는 새로운 전극 구조 개발에 이용할 기초 신경 과학적인 지식이 부족했다. 다분히 공학적인 견지에서 새로운 구조 및 물질을 도입하여 망막 신경 세포의 자극 여부 정도를 보여주는 데 그치고 있다. 고품질의 인공 시각을 구현하기 위해서는 심도 있는 기초 신경 과학 연구 결과를 바탕으로 새로운 전극을 개발하여야 할 것이다. 일반적으로 소자를 제작하는 마이크로·나노 기술 연구자들은 망막에 대한 이해가 깊지 않고, 망막 연구자들은 전극 제작기술 및 전기 자극에 대한 이해가 적다는 문제가 있었다. 따라서, 혁신적인 인공 망막 연구를 위해서는 두 전문 분야의 연결고리 같은 역할을 하는 융복합 전문가가 필요할 것이다. 우수한 융합 연구를 통해 새로운 한국형 인공 망막 장치의 개발을 기대해본다.

### 저자\_ 임매순(Maesoon Im)

#### • 학력

KAIST 전기 및 전자 박사  
KAIST 전기 및 전자 석사  
KAIST 전기 및 전자 학사

#### • 경력

現) 한국과학기술연구원 선임연구원  
前) Wayne State University Adjunct Assistant Professor  
前) Henry Ford Health System Assistant Scientist  
前) Harvard Medical School, Massachusetts General Hospital Research Fellow

## 참고문헌

- 1) Ahnood, A. et al. (2017). Diamond devices for high acuity prosthetic vision, *Advanced Biosystems* 160003.
- 2) Aplin, F. P. et al. (2016). Stimulation of a suprachoroidal retinal prosthesis drives cortical responses in a feline model of retinal degeneration, *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 57, 5216–5229.
- 3) Baden, T., Berens, P., Franke, K., Roson, M. R., Bethge, M. & Euler, T. (2016). The functional diversity of retinal ganglion cells in the mouse, *Nature* 529, 345–350.
- 4) Bae, J. A. et al. (2018). Digital museum of retinal ganglion cells with dense anatomy and physiology, *Cell* 173, 1293–1306.
- 5) Berry, M. H. et al. (2017). Restoration of patterned vision with an engineered photoactivatable G protein-coupled receptor, *Nature Communications* 8, 1862.
- 6) Choi, C. et al. (2017). Human eye-inspired soft optoelectronic device using high-density MoS<sub>2</sub>-graphene curved image sensor array, *Nature Communications* 8, 1664.
- 7) Chow, A. Y., Chow, V. Y., Packo, K. H., Pollack, J. S., Peyman, G. A. & Schuchard, R. (2004). The artificial silicon retina microchip for the treatment of vision loss from retinitis pigmentosa, *Archives of Ophthalmology* 122, 460–469.
- 8) da Cruz, L. et al. (2013). The Argus II epiretinal prosthesis system allows letter and word reading and long-term function in patients with profound vision loss, *British Journal of Ophthalmology* 97, 632–636.
- 9) da Cruz, L. et al. (2015). Five-year safety and performance results from the Argus II retinal prosthesis system clinical trial, *Ophthalmology* 123, 2248–2254.
- 10) Daschner, R., Rothermel, A., Rudolf, R., Rudolf, S. & Stett, A. (2018). Functionality and performance of the subretinal implant chip alpha AMS, *Sensors and Materials* 30, 179–192.
- 11) Fan, L.-S. (2013). Toward a high visual-acuity retinal prosthesis, *Transducers*, 738–743.
- 12) Ferlauto, L. et al. (2018). Design and validation of a foldable and photovoltaic wide-field epiretinal prosthesis, *Nature Communications* 9, 992.

- 13] Flores, T. et al. (2019). Honeycomb-shaped electro-neural interface enables cellular-scale pixels in subretinal prosthesis, *Scientific Reports* 9, 10657.
- 14] Freeman, D. K., Rizzo III, J. F. & Fried, S. I. (2011). Encoding visual information in retinal ganglion cells with prosthetic stimulation, *Journal of Neural Engineering* 8, 035005.
- 15] Fujikado, T. et al. (2011). Testing of semichronically implanted retinal prosthesis by suprachoroidal-transretinal stimulation in patients with retinitis pigmentosa, *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52, 4726-4733.
- 16] Gaub, B. M. et al. (2014). Restoration of visual function by expression of a light-gated mammalian ion channel in retinal ganglion cells or ON-bipolar cells, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 111, E5574-E5583.
- 17] Ha, S. et al. (2016). Towards high-resolution retinal prostheses with direct optical addressing and inductive telemetry, *Journal of Neural Engineering* 13, 056008.
- 18] Im, M. & Fried, S. I. (2015). Indirect activation elicits strong correlations between light and electrical responses in ON but not OFF retinal ganglion cells, *Journal of Physiology* 593, 3577-3596.
- 19] Im, M., & Fried, S. I. (2016). Temporal properties of network-mediated responses to repetitive stimuli are dependent upon retinal ganglion cell type, *Journal of Neural Engineering* 13, 025002.
- 20] Im, M., Werginz, P., & Fried, S. I. (2018). Electric stimulus duration alters network-mediated responses depending on retinal ganglion cell type, *Journal of Neural Engineering* 15, 036010.
- 21] Jacobs, G. H. & Nathans, J. (2009). The evolution of primate color vision, *Scientific American* 300, 56-63.
- 22] Jeong, J., Bae, S. H., Min, K. S., Seo, J.-M., Chung, H., & Kim, S. J. (2015). A miniaturized, eye-conformable, and long-term reliable retinal prosthesis using monolithic fabrication of liquid crystal polymer (LCP), *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 62, 982-989.
- 23] Kelly, S. K. et al. (2011). A hermetic wireless subretinal neurostimulator for vision prostheses, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58, 3197-3205.
- 24] Le Roy, C. (1755). Ou l'on rend compte de quelques tentatives que lon a faites pour guerir plusieurs maladies par l'electricite, *Hist. Acad. Roy. Sciences (Paris) Avec. Memories Math. Phys.*, 60-98.

- 25]** Lee, J.-I., & Im, M. (2018). Non-rectangular waveforms are more charge-efficient than rectangular one in eliciting network-mediated responses of ON type retinal ganglion cells, *Journal of Neural Engineering* 15, 055004.
- 26]** Lewis, P. M., Ackland, H. M., Lowery, A. J. & Rosenfeld, J. V. (2015). Restoration of vision in blind individuals using bionic devices: A review with a focus on cortical visual prostheses, *Brain Research* 1595, 51-73.
- 27]** Lewis, P. M. & Rosenfeld, J. V. (2016). Electrical stimulation of the brain and the development of cortical visual prostheses: An historical perspective, *Brain Research* 1630, 208-224.
- 28]** Lorach, H. et al. (2015). Performance of photovoltaic arrays in-vivo and characteristics of prosthetic vision in animals with retinal degeneration, *Vision Research* 111, 142-148.
- 29]** Lui, W. L. D., Browne, D., Kleeman, L., Drummond, T. & Li, W. H. (2012). Transformative reality: improving bionic vision with robotic sensing, *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 304-307.
- 30]** Mandel, Y. et al. (2013). Cortical responses elicited by photovoltaic subretinal prostheses exhibit similarities to visually evoked potentials, *Nature Communications* 4, 1980.
- 31]** Mathieson, K. et al. (2012). Photovoltaic retinal prosthesis with high pixel density, *Nature Photonics* 6, 391-397.
- 32]** Rizzo, S. et al. (2018). Adverse events of the Argus II retinal prosthesis, *Retina*, doi: 10.1097/IAE.0000000000002394.
- 33]** Ronzani, C. et al. (2018). High-frequency stimulation of normal and blind mouse retinas using TiO<sub>2</sub> nanotubes, *Advanced Functional Materials* 28, 1804639.
- 34]** Stingl, K. et al. (2015). Subretinal visual implant Alpha-IMS - Clinical trial interim report, *Vision Research* 111, 149-160.
- 35]** Suaning, G. J., Lovell, N. H. & Lehmann, T. (2014). Neuromodulation of the retina from the suprachoidal space: The Phoenix 99 implant, *2014 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) Proceedings*.
- 36]** Tang, J. et al. (2018). Nanowire arrays restore vision in blind mice, *Nature Communications* 9, 786.
- 37]** Yue, L. et al. (2015). Ten-year follow-up of a blind patient chronically implanted with epiretinal prosthesis Argus I, *Ophthalmology* 122, 2545-2552.

- 38] Zrenner, E. (2013). Fighting blindness with microelectronics, *Science Translational Medicine* 5, 210ps16.
- 39] (한겨레) <http://www.hani.co.kr/arti/society/health/671498.html>
- 40] (조선일보) [http://health.chosun.com/site/data/html\\_dir/2016/03/14/2016031402220.html](http://health.chosun.com/site/data/html_dir/2016/03/14/2016031402220.html)
- 41] (디지털밸리뉴스) <http://www.dvnnews.com/news/articleView.html?idxno=15501>
- 42] (WHO) <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/en/>



# 02

## 장애 예방 및 극복을 위한 인간-기계 연계기술 동향

한성민 (한국과학기술연구원 선임연구원)

# I 서론

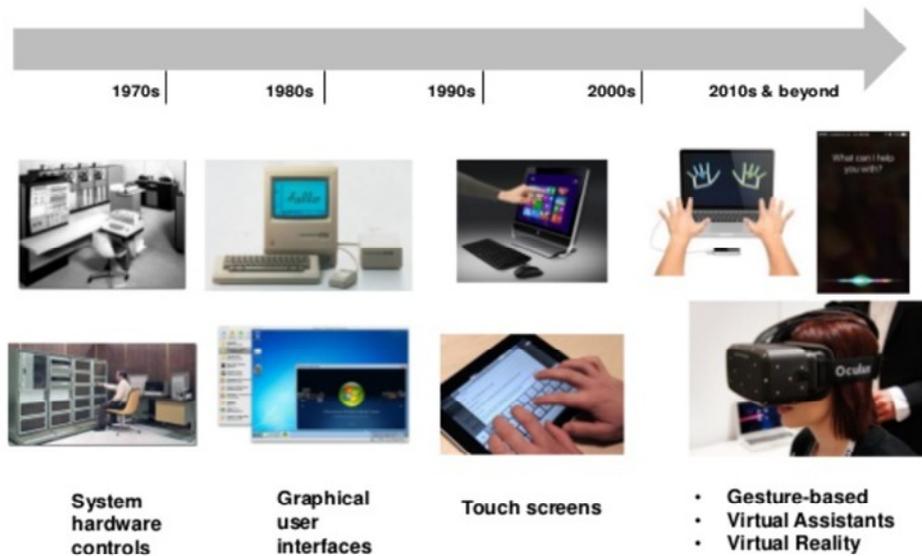
## 1. 인간-기계 연계기술 개요

인간-기계 연계기술(Man-Machine Interface)은 사용자인 인간과 대상이 되는 기계(컴퓨터) 사이에서의 상호작용이 가능하도록 하는 기술을 말한다. 물리적인 하드웨어와 논리적인 소프트웨어 요소를 모두 포함하는 개념으로, 인간과 기계를 상호 간에 정보를 교환하는 객체로 정의하여 생각만으로 외부 기계의 움직임 제어가 가능하고 또한 기계에서 인간에게 정보를 제공해 줄 수 있도록 한다. 이러한 인간-기계 연계기술은 다양한 분야, 예를 들면 산업 자동화, 물류 처리, 의료, 자동차 제어 및 가전제품 등에서 활용이 되고 있다. 최근 들어 인공지능(Artificial Intelligent), 로봇기술의 발달과 함께 4차 산업혁명이 대두되면서 기존의 사용자 인터페이스(User Interface), 터치스크린(Touch Screens) 단계를 거쳐 목소리 기반(Voice-based), 행동기반(Gesture-based), 그리고 가상현실(Virtual Reality) 기술이 개발되어 활용되고 있다.

고령화와 기대수명의 증가에 따라 의료 분야에서도 융합 신기술의 개발 필요성이 증가함에 따라 노인 및 장애인의 건강관리와 삶의 질을 개선하기 위해서 인간-기계 연계기술을 활용한 연구가 활발하게 진행 중에 있다. 기존의 장애 관련 기술과 시장은 단순히 장애 보조의 개념에서 접근하고 있었으나 최근에는 근본적인 장애를 극복하고 빠른 일상생활 복귀를 가능케 하는 개념으로 변화하고 있다. 대표적으로 뇌-컴퓨터 연계기술(Brain-Computer Interface) 이라고도 불리는 이 기술은 개인 맞춤형 장애 극복의 핵심 기술로써 사람의 의도를 직관적으로 분석하고 신체기능을 실시간으로 모니터링하여 외부 재활 기기나 의수·의족을 제어할 수 있도록 한다. 최근에는 이러한 기술들이 인간의 기존 능력이나 부족한 능력을 향상(증강)시키는 기술이라 하여 인간 증강(Human Augmentation) 기술이라고도 부르고 있으며, 생명공학, 전자공학 및 기계공학이 융합하여 의료 분야에 가장 빠른 기술발전과 적용확대를 보이고 있다. 또한 4차 산업혁명에 의한 정보통신기술(Information and Communications Technologies) 등이 융합된 미래의 의료 패러다임은 진단·치료 중심에서 예방·재활의 비중 확대가 가속화되고 있으며, 의료기관이 아닌 일상생활에서 장애 맞춤형 재활 지원 기술이

중요해 지고 있다. 인공지능과 의료 빅데이터(Big data)를 기반으로 하는 미래 발생 가능한 후천적 장애를 사전에 예방할 수 있는 기술의 개발은 미래 고령화 사회에서 장애의 최소화 및 예방을 위한 의료 신기술로써 개인 맞춤형 재활이 가능할 것이다.

그림 1 인간-기계 연계기술 발전



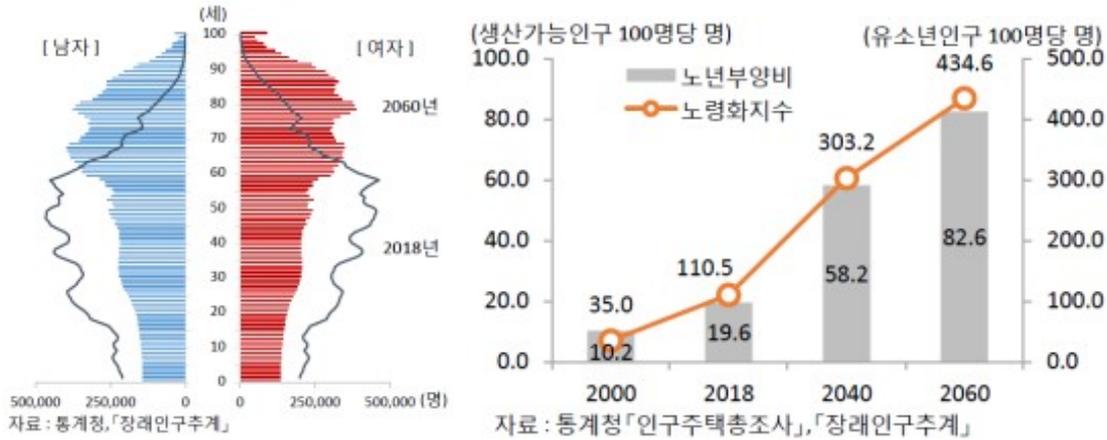
(출처: Daniel Zahler, Future of Human-Machine Interfaces)

## 2. 장애 예방 및 극복 기술개발의 필요성

우리나라의 65세 이상 노인 인구는 2018년 기준 738만 1천 명으로 전체 인구의 14.3%를 차지하고 있으며 2060년에는 41.0%가 될 것으로 예상하고 있다. 저출산·고령화의 영향으로 노년부양비는 2018년 19.6명에서 2060년에는 82.6명으로 증가할 것으로 전망되고 있으며, 노인화지수 역시 2016년 100.1명에서 2018년 110.5명으로 증가한 것으로 나타나고 있다. 이러한 노인 인구의 증가 및 인구구조의 변화는 급격한 노인 의료비 증가를 가져와 2018년 기준 31조 6,527억 원으로 전체 건강보험 진료비의 40.8%를 차지하고 있다. 또한, 노인 인구의 증가에 더불어 의료기술의 발전으로 사망률은 감소하면서 노인성 질환과 산업재해 등으로 인한 잠재적 장애 인구의 숫자가 크게 증가할 것으로 전망되고 있다.

최근에는 노인 및 장애인의 권리인식 신장으로 신체적 불편을 넘어 소득 및 고용보장과 조속한 사회 복귀 등의 다양한 사회참여 보장이 요구되고 있다. 2017년 노인 인구의 생활비는 61.8%가 본인 및 배우자가 부담하고 있는 것으로 나타났으며, 문화·여가 및 사회참여 활동을 하는 비율은 42.9%로 그 비율이 점차 증가하고 있다. 노인 인구가 독립적인 사회활동을 지속하고 삶의 질을 높일 수 있는 생활을 원하는 것으로 통계지표에서 나타나고 있으며, 이를 위한 다양한 의료 및 재활 기기의 연구개발이 요구되고 있다. 그러나 노인 및 장애인을 위한 의료기기의 개발은 부족한 실정이며, 수요와 개발 품목이 불일치를 이루는 문제들이 존재하고 있다. 본 기술 동향 보고서에서는 재활 및 치료를 위한 의료기기 분야의 시장 동향을 살펴보고 인간-기계 연계기술을 활용한 노인 및 장애인의 장애 예방, 재활 및 극복을 위한 의료 분야 기술개발 중에서 생체신호 기반의 연계기술과 스마트 헬스케어 기술에 관해서 살펴보고자 한다.

그림 2 인구 피라미드, 노년부양비 및 노령화지수



(출처: 통계청, 2018년 고령자 통계)

표 1 65세 이상 건강보험 진료비

(단위: 만일, 억원, 원, %)

구 분		2012년	2013년	2014년	2015년	2016년	2017년	2018년	증감률(%)
입내원 일수 (만일)	전 체	95,166	96,878	98,796	98,993	102,157	103,264	105,229	1.9
	65세 미만	68,255	68,208	68,567	67,784	69,430	69,178	69,546	0.5
	65세 이상 비율(%)	26,911 (28.3)	28,670 (29.6)	30,230 (30.6)	31,209 (31.5)	32,727 (32.0)	34,086 (33.0)	35,684 (33.9)	4.7
진료비 (억원)	전 체	478,312	509,541	543,170	579,546	645,768	693,352	776,583	12.0
	65세 미만	314,911	328,976	345,753	361,523	395,581	416,819	460,056	10.4
	65세 이상 비율(%)	163,401 (34.2)	180,565 (35.4)	197,417 (36.3)	218,023 (37.6)	250,187 (38.7)	276,533 (39.9)	316,527 (40.8)	14.5
입내원 1일당 진료비 (원)	전 체	50,261	52,596	54,979	58,544	63,213	67,144	73,799	9.9
	65세 미만	46,138	48,231	50,426	53,334	56,976	60,253	66,152	9.8
	65세 이상	60,719	62,980	65,306	69,859	76,466	81,128	88,704	9.3

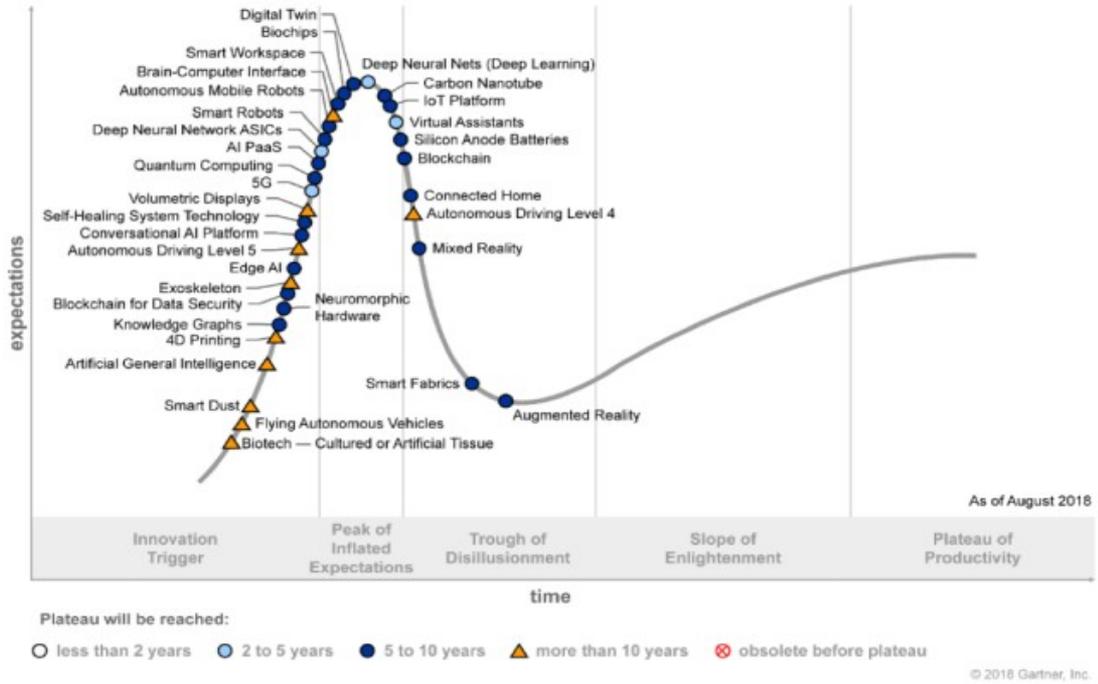
(출처: 통계청, 2018년 건강보험주요통계)

## II 생체신호 기반 연계기술 동향

### 1. 생체신호 기반 연계기술 시장

영화 매트릭스(Matrix)를 보면 미래에 인간과 기계가 접속장치로 연결되어 가상현실 속에 살고 있는 모습이 묘사되고 있다. 영화 속에서 모피어스 역의 배우 로렌스 피시번은 주인공 네오역의 키아누 리브스에게 기계와 접속되어 있는 세계에 대해서 “무엇이 진짜인가? 촉각이나 후각, 미각, 시각을 뜻하는 거라면 진짜란 두뇌가 해석하는 전기 신호에 불과해”라는 대사로 설명을 한다. 영화적 상상력이 더해져 극적으로 표현되어진 영화 속 모습은 현실 세계와는 다르지만, 뇌-기계 연계기술에 대해서 한마디로 압축해서 나타낸 설명이라고 할 수 있다. 미국 정보기술 연구자문회사인 가트너(Gartner)가 발표한 2018년도 신기술 하이프 사이클(hype cycle) 보고서를 보면 뇌-컴퓨터 연계기술은 기술출현단계에서 기대정점으로 넘어갔으며 10년 이상의 유망기술로 분류하고 있다. 이러한 뇌-컴퓨터 연계기술의 가장 큰 시장으로 의료 분야에서 노인 인구 및 장애인의 신체적 문제를 극복하고 일상생활에 복귀를 도울 수 있는 기술개발이 대두되었으며, 그 시장 규모는 2022년까지 연평균 11.5% 성장하여 17억 2천만 달러(약 2조 275억 원)가 될 것으로 전망하고 있다. 사용자의 몸에 센서를 부착하고 근전도, 뇌파 및 신경신호와 같은 인간의 생체신호를 기록하고 이를 이용하여 사용자의 의도를 파악하여 기계를 움직이게 하는 인간-기계 연계기술은 노약자나 장애인이 휠체어나 재활기기를 구동할 수 있는 명령을 생성하고 이용할 수 있도록 할 수 있는 기술로 사람들의 관심을 받고 있다.

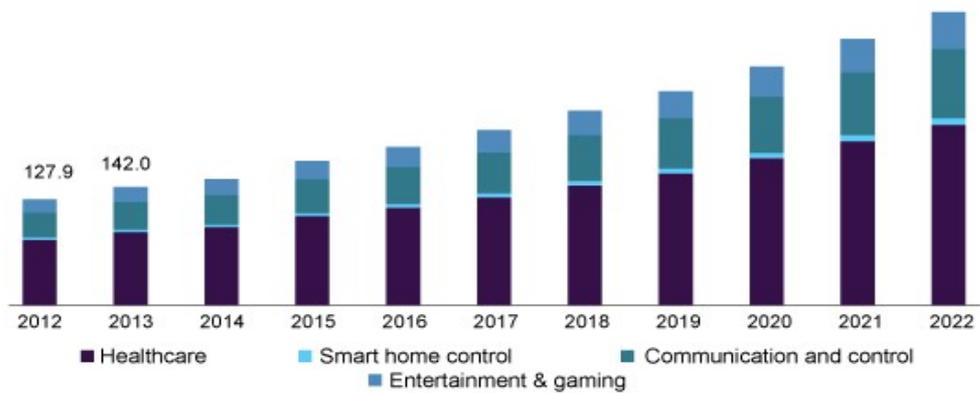
그림 3 2018 하이프 사이클



(출처: Gartner, 2018)

그림 4 미국 뇌-컴퓨터 인터페이스 시장 규모

U.S. brain computer interface market, by application, 2012 - 2022 (USD Million)

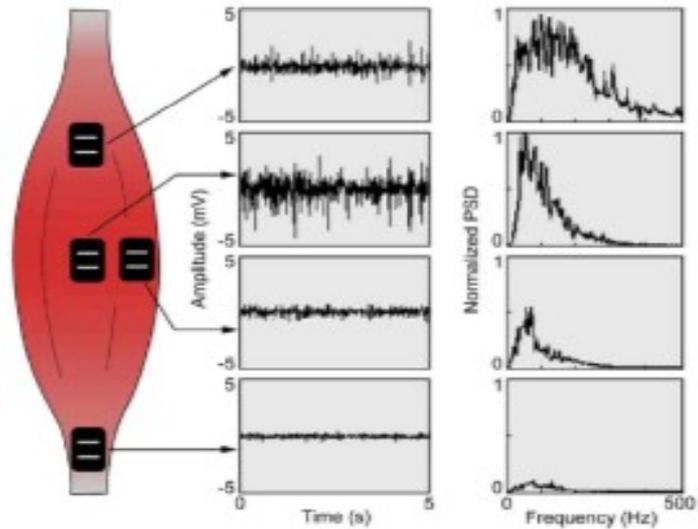


(출처: Grand View Research, 2018)

## 1.1 근전도 기반 연계기술

근전도(electromyogram)는 근육의 수축에 의해 발생하는 근전위 신호를 검출한 것으로 피부 표면에 전극을 부착하여 전위를 기록하는 방법과 침전극을 근육에 삽입하고 근육 내의 한 지점의 운동단위(Motor Unit)의 활동을 기록하는 방법이 있다. 근전도를 이용한 대표적인 장애인 지원기기로서 오랜 기간 연구되고 있는 것이 근전 의수·의족이다. 근전의수는 1948년에 피부 표면으로부터 근전도를 기록하여 상지 의수 제어에 사용한 이래로 가장 많이 사용되고 있는 방식 중 하나이다. 비침습적 방식으로 절단된 부위의 잔존근육의 수축강도와 진폭의 선형적 관계를 바탕으로 검출한 근전도로부터 사용자의 의도(intention)를 인식한다. 근전도의 신호 크기는 일반적으로  $-5\sim 5\text{mV}$ 이고 주파수 범위는  $0\sim 500\text{Hz}$ , 중심주파수 영역은  $70\sim 130\text{Hz}$ 의 특징을 가지고 있다. 그러나 근전도는 기본적으로 1차원 패턴으로 정보량이 많지 않으며, 큰 편차와 비정상 신호(non-stationary signal) 특징을 보이기 때문에 의수 제어를 위한 다양한 파지 동작을 위해서 손과 손목의 자유도가 증가하여 동작의 수가 늘어날 경우 충분한 제어명령을 생성하기에 어려움이 존재한다. 또한, 근전도 신호는 측정 대상이 되는 근육의 크기와 위치 그리고 기록전극의 크기, 모양, 재질 등에 영향을 많이 받으며 잡음에도 취약한 문제가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 근전도의 측정 방법에 대한 표준화를 진행되고 있으며, 패턴인식(pattern recognition) 방법을 도입함으로써 다양한 연구자들이 근전도로부터 서로 분리 가능하며 반복적 재생이 가능한 특징추출 방법과 활동 근육 또는 다양한 파지 동작을 구분할 수 있는 분류기에 대한 방법을 제안하였다.

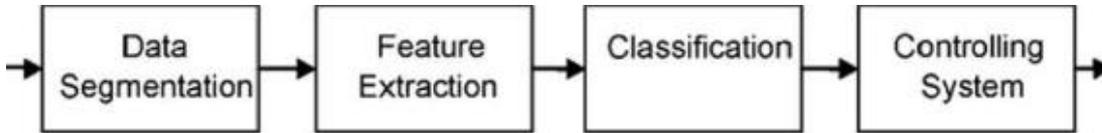
그림 5 기록전극 부착 위치에 따른 근전도의 크기와 주파수 변화



(출처: Micera et al., 2010)

패턴인식 기반 근전도의 제어명령의 생성은 일반적으로 근전도의 분할, 특징추출, 패턴분류 단계로 진행된다. 신호분할 단계는 기록된 근전도 신호를 일정한 크기로 자르는 과정으로 높은 차원의 신호를 낮은 차원의 특징으로 변화하는 과정이다. 분할과정에서 분할 윈도우의 길이(window length), 실시간 처리를 위한 데이터 통제와 연속 데이터 윈도우의 이동 증가분 등을 고려해서 적절한 윈도우를 선정하게 된다. 특징추출 단계는 분할된 신호로부터 시간, 주파수, 시간-주파수 영역에서 다양한 근전도 특징벡터를 추출한다. 많이 사용되는 특징으로는 진폭, 절대 평균값(mean absolute value), 변화량(variance), 영교차율(zero-crossing rate), 파형길이(waveform length), 자기회귀모델 계수(autoressive coefficient), 푸리에변환 계수(Fourier transform coefficient), 켈스트럼 계수(Cepstrum coefficient), 파워 스펙트럼(power spectrum), 웨이블릿 변화 계수(wavelet transform coefficient), 웨이블릿 패킷 변화 계수(wavelet packet transform coefficient) 등이 있다. 패턴인식의 마지막 단계인 패턴분류 단계에서는 동작에 대한 의도인식을 정확하게 구분하기 위해서 베이저안 분류기(Bayesian classifier), 다층퍼셉트론 인공신경망(multilayer perceptron neural networks), 은닉 마코프 모델(hidden Markov model), 퍼지 분류기(fuzzy classifier), 서포트 벡터 머신(support vector machine), 가우시안 혼합 모델(Gaussian mixture model) 등이 연구되었다. 현재 대표적인 근전도의 회사로는 독일의 Ottobock, 미국의 Touch Bionics 등이 출시되어 판매되고 있다.

그림 6 패턴인식 기반의 근저의수 제어



(출처: Micera et al., 2010)

그림 7 근전도 기반의 전자외수, bebionic 전자외수(좌), i-limb 전자외수(우)

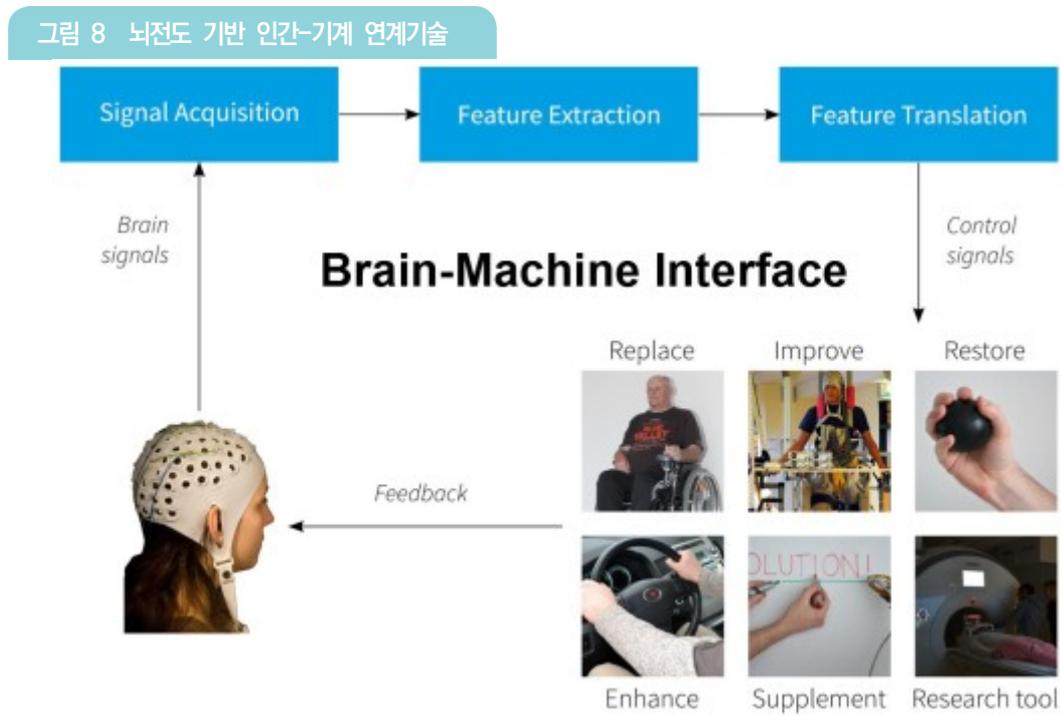


(출처: OttoBock(좌), Touch Bionics(우))

## 1.2 뇌전도 기반 연계기술

뇌 활동을 측정하는 방법으로는 침습적인 방법과 비침습적인 방법이 있다. 침습적인 방법은 두개골 안쪽의 두뇌피질표면에 전극을 위치하여 피질전도(electrocorticography)를 측정하는 방식이고, 비침습적 방식은 fMRI, PET, SPECT, fNIRS 등과 같은 다양한 의료영상 기법을 이용하거나 전극이 부착된 모자를 머리에 씌우고 두피 위에서 뇌전도(electroencephalogram)를 측정하는 방식이 있다. 뇌전도는 1929년 최초로 기록된 후 임상에서 뇌기능 연구에 폭넓게 사용되고 있는데, 이유는 가장 저렴하고 인체에 부담이 없으면서 높은 시간 해상도를 갖고 있기 때문이다. 뇌전도 신호의 크기는 일반적으로  $4\sim 100\mu V$ 이며 주파수 대역에 따라 기본 다섯 종류로 나뉜다. 델타( $\delta$ )파는  $0\sim 4Hz$  주파수 대역의 뇌파로 일반적으로 수면 상태에서 나오며 파장이 느리고 진폭이 높은 특징이 있다. 세타파( $\theta$ )는  $4\sim 8Hz$ 의 뇌파를 말하며 최면과 졸음 상태에서 나온다. 알파파( $\alpha$ )는  $8\sim 13Hz$ 를 가지고 있고 각성상태의 뇌파로 정상 성인이 깨어 있을 때 나오며 눈을 감고 안정 시에 그 신호가 증가한다. 베타파( $\beta$ )는  $13\sim 30Hz$ 로 인지작용 및 사고 활동 시 발생하고 평소에 가장 두드러지게 기록되며

높은 진동수에 비해 진폭이 낮은 특징이 있다. 감마파( $\gamma$ )는 30Hz 이상의 주파수를 가지고 있으며 긴장하거나 흥분했을 때 나오는 뇌파이다. 그러나 뇌전도는 크기가 매우 작고 측정 시 혼합되는 잡파(눈 깜빡임, 침 삼킴, 호흡, 근전도, 움직임 등)에 취약한 문제점이 있다. 또한, 뇌 신경세포의 활동을 두피 밖에서 측정하기 때문에 공간 해상도가 낮아 특정 신경세포의 활동을 측정할 수 없어서 정밀 의도인식에 활용하기에는 한계가 존재한다. 뇌전도를 이용한 인간-기계 연계기술로 가장 많이 사용되고 있는 신호로는 뇌파(brain wave), ERP(Event Related Potential), SSEP(Steady-State Evoked Potential), SSVEP(Steady-State Sensory Evoked Potential) 등이 있다.



(출처 : Brain-Computer Interfaces, Principles and Practice, Oxford University Press. 2012)

표 2 뇌전도 신호의 종류

뇌전도 신호의 종류		설명
뇌파 (brain wave)	SMR (sensorimotor rhythm) [16]	- 대표적인 뇌파로는 SMR(sensorimotor rhythm, 혹은 mu rhythm으로 불림) - 신체의 일부를 움직일 때와 움직임을 상상 할 때, 해당 감각운동피질(sensorimotor cortex)에서 8-12Hz(알파파 대역)와 18-22Hz(베타파 대역)의 뇌 신호가 감쇄되는 현상이 일어남 - 신호 감쇄 현상을 ERD(Event related desynchronization)이라고 부르고, 감쇄되었다가 다시 회복되는 현상을 ERS(Event related synchronization)이라고 부름
	알파파 (alpha wave: 8-13Hz)	- 눈을 감았을 때 눈에 띄게 나타남 - 휴식 상태에 나타남 - 활동하지 않는 뉴런의 억제 제어와 관련이 있음
	베타파 (beta wave: 13-30Hz)	- 기민한 상태 혹은 작업 시 나타남 - 활동적일 때, 분주 할 때, 불안할 때, 집중할 때 나타남
	감마파 (gamma wave: 30-100Hz) [17]	- 서로 다른 지각 정보를 통합할 때 나타남(예를 들어, 시각적인 정보와 청각 정보의 통합) - 인지했던 물체, 소리, 감각과 관련된 단기 기억의 회상 시 짧게 나타남
ERP (event related potential)	P300[18]	- 자극제시 이후 300ms에서 측정됨 - 의사결정의 처리도 유도됨 - 일반적으로 oddball paradigm에 의해 유도됨
	Error Potential[19]	- 사용자가 오류를 저질렀을 때 나타나는 ERP - 예로 들면, 사용자가 BCI 시스템에 명령을 잘못 내린 경우 관찰됨
SSEP (steady-state evoked potential)	SSVEP (steady-state visual evoked potential) [20]	- 일정한 특정 주파수를 가진 섬광 자극으로 인한 자연적인 반응으로 후 두엽 시각피질의 뉴런들이 그 자극과 동일한 주파수로 반응 - 모니터 화면이나 LED를 통해 자극 제시
	SSSEP (steady-state sensory evoked potential)[21]	- 감각피질의 뉴런들이 일정한 특정 주파수의 촉각 자극과 동일한 주파수로 반응 - 일반적으로 진동 모터로 손가락에 자극 제시
	ASSR (Auditory steady-state responses)[22]	- 청각피질의 뉴런들이 일정한 특정 주파수의 청각 자극과 동일한 주파수로 반응

(출처: 조호현, 전성찬, 2012)

뇌전도 기반 인간-기계 연계기술을 활용하여 장애인의 휠체어를 움직이거나 외골격 로봇을 제어해 운동감각을 회복할 수 있도록 하는 연구가 진행되고 있다. 스위스 로잔 연방 공과대학교(École polytechnique fédérale de Lausanne: EPFL) 연구팀에서는 뇌파를 활용해 전동휠체어의 방향을 제어하여 장애인의 보행을 보조하는 기술을 개발하였고, 싱가포르 A Star 연구소는 뇌파 기반의 운동상상(motor imagery)을 이용해 뇌졸중 환자의 운동의지를 분석함으로써 로봇을 제어하는 재활 시스템을 개발하였다. 일본의 JST 연구소에서는 감각 예측 에러 모델로부터 휠체어 제어를 위한 운동의도 인식 향상 알고리즘을 개발하였고, 미국 듀크(Duke) 대학교에서는 척수손상으로 하반신이 마비된 장애인의 뇌파로부터 운동명령을 추출하여 기능적 전기자극(functional electrical stimulation)을 통해서 걸음걸이가 가능하도록 하였다. 국내에서는 한국과학기술연구원의 바이오닉스연구단, 고려대학교 뇌공학과, 한양대학교, KAIST 연구팀에서 뇌파를 이용한 인간-기계 연계기술을 연구 중에 있다.

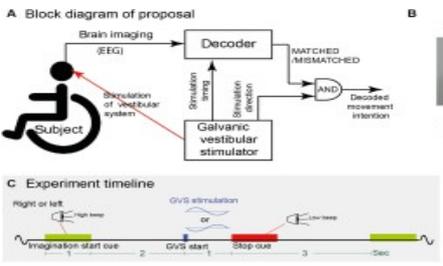
그림 9 뇌파를 이용한 인간-기계 연계기술의 국내외 연구



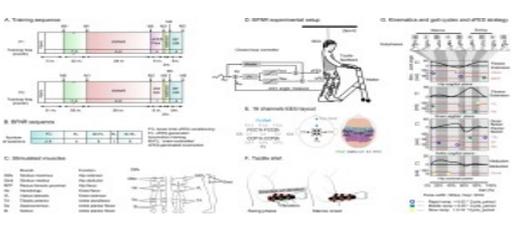
(A) Carlson et al., 2013



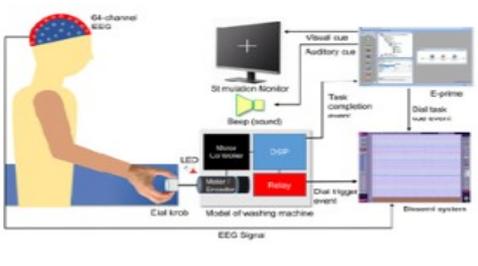
(B) Ang KK et al., 2014



(C) Ganesh G et al., 2018



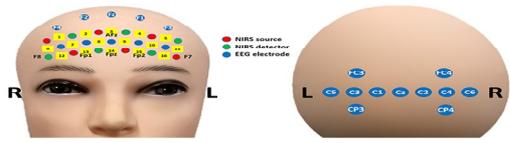
(D) Selfslagh A et al., 2019



(E) Park W et al., 2018



(F) Kwak NS et al., 2019



(G) Shin J et al., 2018



(H) Kim BH et al., 2014

### 1.3 신경신호 기반 연계기술

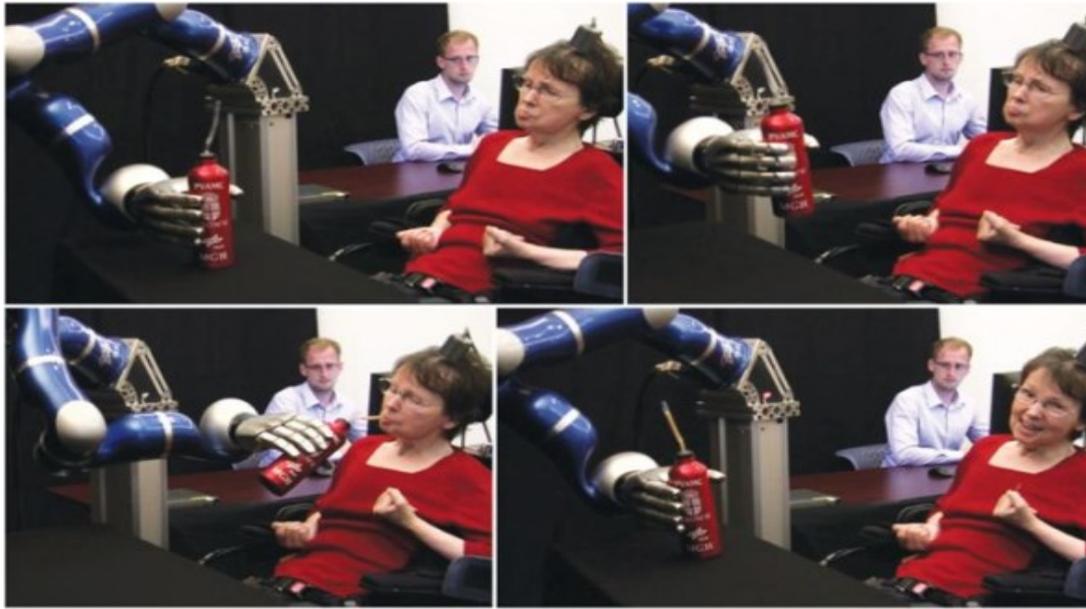
생체신호 기반의 인간-기계 연계기술은 근전도와 뇌전도를 통한 운동의도 인식 및 분석 단계를 거쳐 “운동의도 → 신경 → 근육 → 움직임” 및 “외부접촉 → 감각수용기 → 신경 → 감각인식” 간 신호전달 원리를 이해하고 동작·촉감 양방향 신경신호 전달이 가능한 신호측정 및 분석 기술개발 단계로 발전하고 있다. 이를 위해서는 말초 및 중추 신경계로부터 신경신호 전달의 최소 단위인 신경섬유 및 신경세포를 대상으로 운동신호를 측정하고 감각신호를 생성할 수 있는 다채널, 고선택비를 가지며 장기간 이식이 가능한 신경전극의 개발이 필요하다. 효과적인 신경신호 기록과 자극을 위한 신경전극의 선택에 있어서 신호품질의 선택성과 인체에 대한 침습성은 서로 상반되는 결과를 보이며, 이는 신경전극의 사용위치와 용도에 따라 적절한 선택 사용을 필요로 한다. 현재는 침습적 신경신호 기록방법의 경우 인간에게 적용하는데 있어서 윤리적·안정성에 따른 한계점이 존재하였지만, 기술의 발전으로 인하여 인간 대상 연구가 점차 증가하고 있다. 미국, 유럽, 일본 등의 선진국에서는 정부 차원의 투자가 활발하여 관련 분야의 연구가 활발히 진행 중이다(유럽의 Ambient Assistive Living, 미국의 NIH, DoD, DARPA, NIDRR 등 정부 기관에서 지원하는 프로그램). 최근에는 전기 자동차 테슬라와 민간 로켓 발사체 SpaceX로 유명한 미국의 Elon Musk(엘론 머스크)가 뉴럴링크(Neuralink)라는 회사를 설립하여 인간의 뇌에 전극을 이식하고 뇌 신경과 컴퓨터가 데이터를 주고받는 기술을 연구한다고 발표하였다.

그림 10 Elon Musk, 인간 뇌와 컴퓨터 연결하는 뉴럴링크(Neuralink) 설립

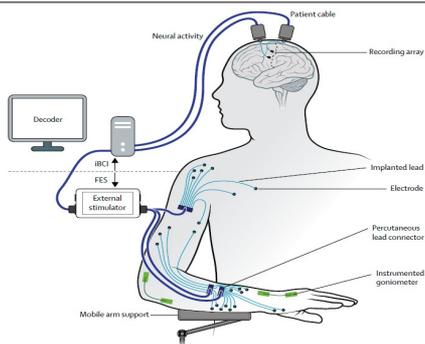


신경신호 기록 및 자극을 위한 접근방법으로는 크게 말초신경 대상과 중추신경(대뇌) 대상으로 나눌 수 있다. 중추신경 대상의 경우 직접적인 신경신호 기록을 위해서 탐침형 전극을 사용한 연구가 주로 이뤄지고 있다. 1997년 뇌간경색으로 목 아래쪽이 마비된 캐시 허친슨(Cathy Hutchinson)은 14년 뒤인 2011년, 커피가 든 보온병을 들어 입으로 가져가 커피를 마실 수 있었다. 이것이 가능했던 이유는 브레인게이트(BrainGate)라는 이름으로 구성된 연구팀이 손과 팔의 움직임을 제어하는 뇌의 영역에 96개의 미세 전극을 이식하여 뇌세포에서 생성된 운동 신경신호를 수집하고 컴퓨터로 전송된 신호를 분석하여 로봇 팔의 움직임으로 변환시킬 수 있었기 때문이다. 또한, 척수손상으로 전신마비 환자인 53세 남성의 대뇌피질영역에 198개의 미세 전극을 이식하고 뇌에서 나온 운동신호를 분석하여 기능적 전기자극을 통해서 오른팔을 움직일 수 있게 하였다. 최근에는 브레인게이트2 프로젝트로 기존의 유선통신 방식에서 무선통신이 가능하도록 연구하고 있으며, 의사소통이 불가능한 사람을 위한 가상 키보드 제어를 통하여 의사소통 보조기술을 연구하고 있다.

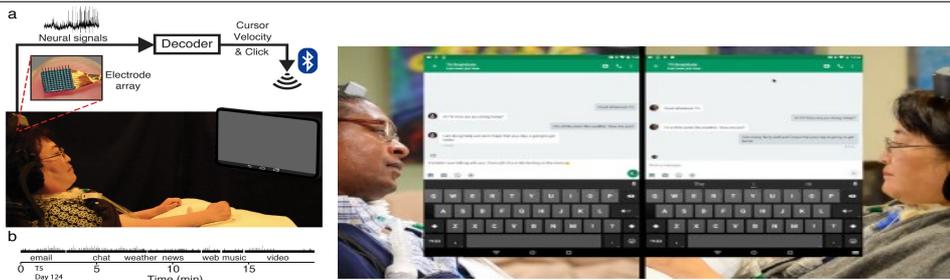
그림 11 장애극복을 위한 뇌-컴퓨터 연계기술의 인간 대상 연구



(A) Hochberg LR et al., 2012



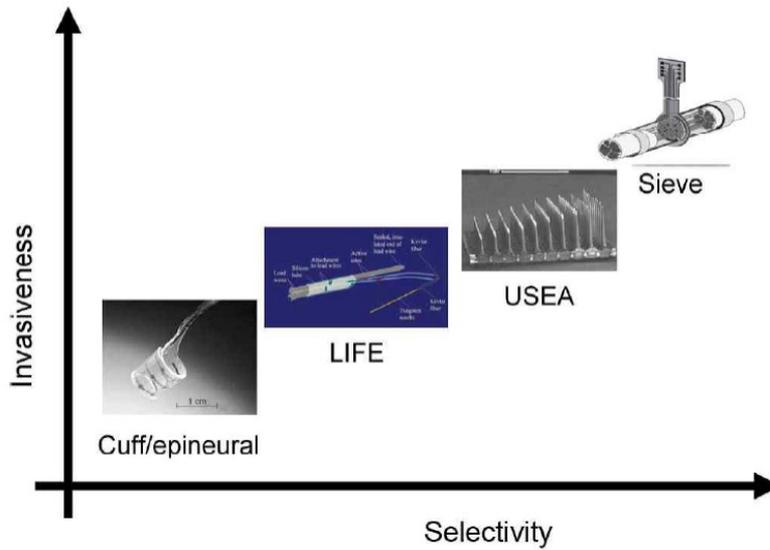
(B) Hoyen HA et al., 2017



(C) Nuyujukian P et al., 2018

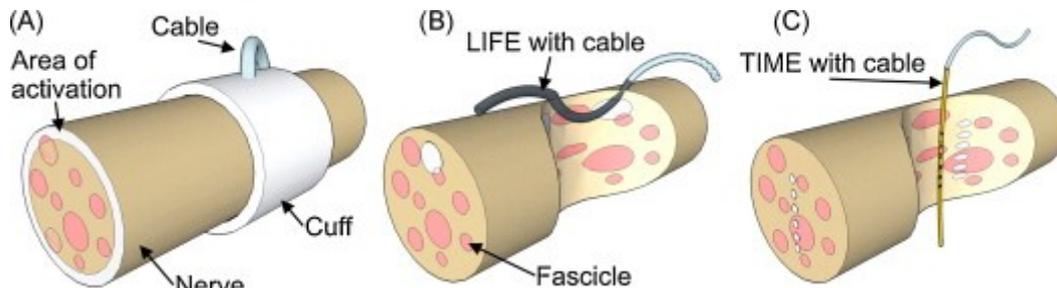
말초신경을 대상으로 신경신호 기록과 자극을 위해서 사용하는 신경전극의 대표적인 형태로는 유연한 박막형태로 신경을 외부에서 감싸는 커프(Cuff) 전극이 있다. 커프 전극은 신경 내부로 전극을 침투시키지 않기 때문에 상대적으로 침습성이 낮은 장점이 있지만, 절연체로 둘러싸인 신경 외부에서 신경신호를 기록하기 때문에 전극이 위치한 곳과 가까운 신경 다발들의 합성된 신호만 기록할 수 있고, 신호의 품질과 선택비가 낮은 단점이 존재한다. Flat-Interface Nerve Electrode(FINE)는 신경을 납작하게 변형시켜서 신경 안쪽 다발의 신호를 측정할 수 있도록 하였다. 하지만 신경 압박으로 인한 신경 손상 등의 문제점이 존재한다. 말초신경 삽입형 전극으로는 Thin-film Longitudinal Intrafascicular(tf-LIFE) 전극이 존재한다. 얇은 필름 위에 다수의 채널이 존재하고 신경을 따라 내부로 삽입되어 커프 전극에 비해서 높은 신호 선택성과 낮은 신호대 잡음비를 갖고 있는 장점이 있다. Transverse Intrafascicular Multichannel(TIME) 전극은 전극이 신경을 가로지르도록 삽입하여 다른종류의 신경다발로부터 신호를 얻을 수 있다. 만약 신경이 절단되어있는 경우라면 재생유도 전극을 적용할 수 있다. 대표적인 형태는 신경의 절단면 사이에 위치하고 단면에 무수한 구멍이 있어서 신경이 그 구멍 사이로 재생되면서 신호를 기록할 수 있는 씨브(Sieve) 전극이 있다. 미국 Louis Stokes Veterans Affairs Medical Center 연구팀은 상지 절단환자에게 커프 전극을 이식한 후 전기자극을 통해서 1년 이상의 긴 기간 동안 다양한 감각 자극을 생성할 수 있었고, BioRobotics 연구소에서는 TIME 전극을 사용하여 환자에게 실시간 감각 되먹임을 주어 물건을 잡는 힘의 강도를 전달하는 연구를 진행하였다. 국내에서는 아직 인간에게 적용한 사례는 없으며, 한국과학기술연구원의 바이오마이크로 시스템 연구단과 바이오닉스연구단에서 커프 및 삽입형 전극을 개발하여 전임상 동물실험 연구를 수행하고 있다.

그림 12 신경전극의 종류에 따른 신경신호 기록 선택성과 침습성 관계



(출처: Micera et al., 2010)

그림 13 말초신경 전극의 종류



(출처: Boretius T et al., 2010)

## 2. 생체신호 기반 연계기술의 전망

생체신호 기반 인간-기계 연계기술은 생체센싱 기술의 발전, 컴퓨팅 기기의 소형화, 생체 적합성 소재의 개발 및 뇌공학 기술의 발전에 힘입어 미래 유망 융합 기술로 더욱 발전해 나갈 것이다. 특히 생명공학, 정보통신, 나노기술, 인지 과학 등의 융합을 통한 신산업 창출이 가능할 것이며, 노인 및 장애인을 위한 독보적인 모달리티(modality, 양상)로 인정받음으로써 사회·경제적으로 큰 파급효과 창출이 가능할 것으로 기대되고 있다. 생체신호 기반 연계기술은 장애가 있는 신체기능의 대체뿐만 아니라 다양한 신경질환을 극복할 수 있는 솔루션을 제공할 수 있을 것이다. 선진국에서는 미래 유망기술로 선정하여 국가 차원에서 전략적으로 투자를 하고 있다, 미국에서는 DARPA 프로젝트의 일환으로 Silent Talk 프로젝트가 국방부 주도로 이뤄지고 있으며 다양한 침습적 방식의 인간-기계 연계기술 연구가 진행되고 있다. 유럽의 경우 TOBI(Tools for Brain-Computer Interaction) 프로젝트를 통해서 실생활에서 사용할 수 있는 비침습적 방식의 연계기술 개발을 목표로 연구개발을 진행하였으며, 일본에서는 로봇제어에 접목시키는 연구를 수행 중이다. 선진국 대비 우리나라의 기술 수준은 48%, 연구개발비 투자는 미국의 1% 수준으로 더욱 많은 연구개발 투자가 이뤄져야 할 것으로 판단되며, 미국, 유럽 및 다른 아시아 국가에서는 사람을 대상으로 침습적 방식을 활용한 인간-기계 연계기술 연구가 활발히 진행되고 있는 반면에 국내에서는 관련 연구의 진행이 전무한 실정으로 정부의 규제개혁과 지원이 필요한 부분이다.

## III 스마트 헬스케어 기술 동향

### 1. 스마트 헬스케어 기술 시장

인구 고령화와 정보통신기술의 발달 등에 따라 보건의료의 패러다임은 이제 1.0(전염병 예방)과 2.0(질병 치료로 기대수명 연장)을 지나 3.0(예방과 관리를 통한 건강수명 연장)으로 진행되고 있으며, 의료공급자·치료 중심에서 의료소비자·개인화된 맞춤형 의료로 변화하고 있다. 이로 인하여 환자 개개인에게 최적화된 치료법을 제공하는 4P(Predictive:예측 / Preventive:예방 / Personalized:개인 맞춤형 / Participatory:참여형) 의료 패러다임이 전 세계적으로 빠르게 확산되고 있다. 특히 빅데이터와 인공지능 융합 의료서비스가 확산되고, ICT 융합 의료기술 개발이 가속화됨에 따라 더 쉽고 빠르게 변화된 의료서비스가 기대되고 있다. 미국과 유럽 등 선진국을 중심으로 장애인 권리 및 복지 증진 이슈와 더불어 ICT 산업 발전에 따른 정보통신 접근권에 대한 다양한 법률 및 제도적 보장을 추진 중이며, UN, EU, ITU 및 ASEAN의 국제기구와 국제 웹 표준화 기구인 W3C 등에서 장애인과 고령자를 위한 정보통신 접근성 표준 제정 및 확산을 위해 노력 중이다. 이러한 의료서비스의 패러다임 변화와 정보통신 기술의 발전, 그리고 각국 정부의 정책에 힘입어 스마트 헬스케어 기술이 부상하게 하였다. 스마트 헬스케어란 인공지능, 빅데이터, 사물인터넷, 클라우드 등의 기술이 융합된 개념으로, 다양한 센서로부터 생체신호를 지속적으로 모니터링하는 웨어러블 기기를 통해서 언제 어디서나 개인이 손쉽게 건강관리를 받을 수 있는 헬스케어 기술을 말한다. 2017년 국내 12개의 만성질환자의 진료 인원은 1,730만 명으로 국민 33.9%가 만성질환을 겪고 있는 것으로 나타났으며 진료비는 28조 2,813억 원으로 2016년에 비해 8.6% 증가하였다. 스마트 헬스케어 서비스가 활성화되면 만성질환자들의 건강상태에 대한 지속적인 모니터링을 통한 맞춤형 의료서비스가 가능해져서 자동화된 자기 관리와 질병의 사전예측·예방을 통해서 만성질환자의 진료비를 크게 감소시킬 수 있을 것으로 기대하고 있다. 고령화로 인한 의료비 지출의 급증과 만성질환자를 위한 의료 수요가 늘어나는 상황에서 스마트 헬스케어 기술은 전 세계적으로 의료비 절감과 치료 효율성 증진을 위한 효과적인 해결책으로 관심을 받고 있다.

그림 14 스마트 헬스케어 부상 배경



(출처: 삼성KPMG 경제연구원, 스마트 헬스케어의 현재와 미래)

표 3 2010~2016년 만성질환 진료 현황

(단위: 천 명, 억 원, %)

구 분	진료인원						진료비				
	2010년	2016년	2017년	증감률		2010년	2016년	2017년	증감률		
				전년대비	연평균				전년대비	연평균	
계	14,025	16,790	17,297	3.0	3.0	168,106	260,447	282,813	8.6	7.7	
고혈압	5,133	5,899	6,054	2.6	2.4	24,904	30,177	31,124	3.1	3.2	
당뇨병	2,019	2,704	2,863	5.9	5.1	13,516	20,434	22,239	8.8	7.4	
심장질환	1,038	1,389	1,458	5.0	5.0	12,924	20,666	23,396	13.2	8.8	
대뇌혈관질환	746	902	921	2.1	3.1	16,086	25,279	25,915	2.5	7.0	
악성신생물	960	1,435	1,513	5.4	6.7	38,055	59,247	66,224	11.8	8.2	
간의질환	1,522	1,607	1,627	1.2	1.0	6,089	9,456	9,797	3.6	7.0	
정신및행동장애	2,167	2,786	2,924	5.0	4.4	18,826	34,161	37,091	8.6	10.2	
호흡기결핵	89	68	60	-11.8	-5.5	902	1,229	1,353	10.1	6.0	
신경계질환	2,340	2,918	2,974	1.9	3.5	10,038	19,684	22,796	15.8	12.4	
감상선의 장애	1,024	1,264	1,299	2.8	3.5	2,019	2,921	3,127	7.1	6.4	
만성신장병	97	191	206	7.9	11.4	10,731	16,914	18,126	7.2	7.8	
관절염	3,907	4,636	4,709	1.6	2.7	14,018	20,279	21,625	6.6	6.4	

(출처: 건강보험심사평가원, 2017 건강보험통계연보)

### 1.1 해외 헬스케어 시장 현황

전 세계 디지털 헬스케어 산업 규모는 16년 950억 달러(약 115조 4,800억 원) 규모이며 2020년에는 2,060억달러(약 250조 4천억 원)로 연평균 21.1% 성장률을 기록할 것으로 예상하고 있다. 또는 헬스케어 관련 제품 시장은 16년 317억 달러(약 38조 5,300억 원)에서 2023년에는 578억 달러(약 70조 2,600억 원)로 연평균 8.84%의 성장률에 달할 것으로 예측하였다. 미국의 경우 디지털 헬스케어 산업에서 피트니스(fitness) 부분이 가장 큰 비중을 차지하고 있으며, 2016년 총 11만 9,300달러(약 1억 4,500만 원)의 수익을 창출하였고 애플리케이션 매출이 약 4억 3,300만 달러(약 5,260억 원), 웨어러블 기기의 매출이 약 7억 5,900만 달러(약 9,230억 원)에 달하며 연평균 약 15.9%의 성장률을 보여 2021년에는 약 24억 4,700만 달러(약 2조 9,700억 원)에 이를 것으로 예측되고 있다. 대표적인 기업을 살펴보면 애플(Apple)은 2013년 건강관리 시장에 진출하여 헬스킷(HealthKit)이라는 건강관리 플랫폼을 이용하여 다양한 기기와 앱들의 연동을 지원하고, 리서치 킷(ResearchKit)과 케어킷(CareKit)을 통해서 사용자로부터 건강 빅데이터를 수집하고 연구지원을 하고 있다. 미국 내 주요 20개 병원과 연계를 하고 있고, EMR 점유율 50% 이상을 차지하는 에픽시스템즈(Epic Systems)와 제휴를 통해 병원 내 임상 데이터에 접근할 수 있는 발판을 마련하였다. IBM은 헬스케어 데이터를 다루는 인공지능 왓슨(Watson)을 개발하여 미국 내 주요 대학병원과 협력 중이며, 국내의 병원과도 의료서비스를 제공 중이다. 또한 다양한 의료 관련 및 의료 데이터 업체와 분석 업체 인수에 40억 달러(약 4조 8,600억 원) 이상 투자하여 사업 영역을 확장하고 있다.

표 4 IBM의 최근 인수, 협력, 투자 현황

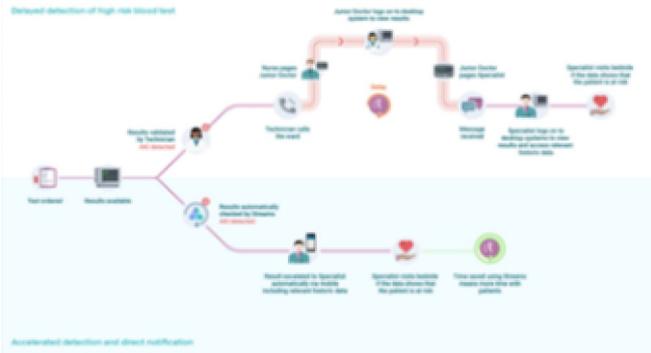
구분	시기	조직	기업명	설립	업종	내용
인수	2015.03.	스타트업	AlchemyAPI	2005	Deep Learning	▪ 딥러닝 기술 강화로 왓슨의 자연어 처리능력 향상
	2015.04.	스타트업	Explorys	2009	헬스케어 빅데이터	▪ 클라우드 회사, 5천만 개 이상의 임상데이터 확보
	2015.04.	스타트업	Phytel	1997	건강관리SW	▪ 클라우드 회사
	2015.10.	기존기업	Merge Healthcare	1987	의료영상 솔루션	▪ 의료영상 데이터, 분석기술 확보(인수:10억 달러)
	2016.02.	기존기업	Truven Health Analytics	2012	헬스케어 데이터 분석	▪ 환자 8,500명 이상의 환자정보 확보(인수: 26억 달러)
협력	2012.03.	병원	MSK 암센터	1884	암 전문	▪ Watson 훈련(폐암 중심)
	2013.10.	병원	MD Anderson	1989	암 전문	▪ Oncology Expert Advisor를 개발 중이었으나, 2017년 2월 계약파기
	2014.03. 2016.02.	연구기관	The New York Genome Center	2011	유전자 증개 임상연구	▪ 악성 뇌종양(교모세포종) 환자를 위한 맞춤형 치료 솔루션 개발(2014.3.), 암 데이터 저장소 개발(2016.2.)
	2014.09.	병원	Mayo Clinic	1889	-	▪ Mayo Clinic의 임상시험 환자모집에 활용
	2014.10.	병원	Cleveland Clinic	1921	-	▪ Cancer Genome Analysis(Watson for Genomics)
	2015.04.	기존기업	Apple	1976	IT, 가전	▪ HealthKit/ResearchKit의 수집데이터에 IBM Watson 활용
	2015.04.	기존기업	J&J	1886	의료기기	▪ 만성질환자 관리서비스 개발(의료서비스혁신)
	2015.05.	병원 기존기업	Mayo Clinic Epic	1889 1979	전자 건강기록개발	▪ 350개의 헬스케어 공급자 풀, 8,000만 건의 의료기록을 토대로 맞춤 치료/관리 서비스 개발
	2015.12.	기존기업	Novo Nordisk	1923	제약	▪ Watson Health Cloud를 토대로 당뇨병 환자 서비스 개발
	2016.04.	기존기업	Pfizer	1849	제약	▪ 파킨슨병 환자 실시간 모니터링을 위한 웨어러블 기기 개발
	2016.06.	기존기업	Medtronic	1949	의료기기	▪ SugarIQ라는 당뇨병 앱 출시
	2016.12.	기존기업	Pfizer	1849	제약	▪ 신약개발에 Watson for Drug Discovery 적용
	2017.01.	기존기업	Illumina	1998	유전자 시퀀싱	▪ Watson for Genomics로 일루미나의 차세대 시퀀싱 'TruSight Tumor 170' 서비스 제공
투자	2014.02.	스타트업	Welltok	2009	건강관리 플랫폼	▪ IBM 기술로 개인맞춤 건강관리 플랫폼 'CafeWell Concierge' 개발(2013.11.)
	2014.11.	스타트업	Pathway Genomics	2008	개인유전자 분석	▪ Watson 기술을 토대로 개인유전분석 기반 웰니스 앱 개발(2016.1.)
	2015.03.	스타트업	Modernizing Medicine	2010	iPad기반 EMR회사	▪ Modernizing Medicine의 임상 의사결정지원 모바일앱(schEMA) 개발 가속화

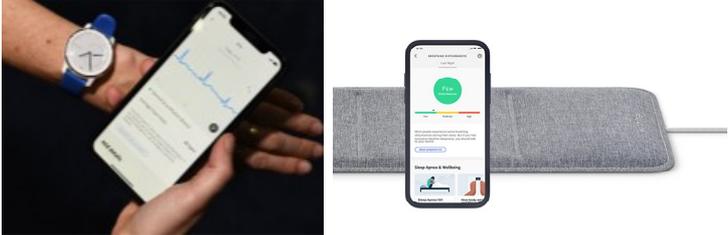
(출처: 과학기술정책연구원)

중국은 정부의 적극적인 장려 정책에 힘입어 주요 IT 기업인 바이두, 알리바바, 텐센트와 가전 및 반도체 대기업인 징둥팡, 하이얼, 메이디 등의 기업이 적극적으로 의료 시장에 진출하고 있다. 모바일 헬스케어 시장도 빠르게 성장하고 있어서, 2017년 기준으로 2013년 대비 5배 이상 시장규모가 커진 것으로 평가되었다.

일본은 정부 산하 건강·의료전략추진본부에서 차세대 의료 ICT 기반 협의회를 설치하고 의료·간병·건강 분야의 데이터 취합 및 취합된 데이터의 원활한 이용을 위해 의료 ICT 기반 환경을 조성하고 있다. 특히 2015년 원격의료의 허용이 확대되면서 2016년부터 원격의료 서비스 제공이 본격화되었다.

표 5 해외 스마트 헬스케어 제품

기업	내용
구글 DeepMind	 <p>- 인공지능을 적용한 헬스케어</p>
Dexcom	 <p>- 당뇨병 환자의 혈당을 측정할 수 있는 피부 부착형 연속 혈당 측정기</p>

기업	내용
Withings	 <p>- 수면모니터링, 스마트 혈압계, 체중계 등 헬스케어 관련 커넥티드 기기 및 소프트웨어</p>
BioSerenity	 <p>- 뇌전증/간질 진단 및 모니터링 기기</p>
Bodytrak	 <p>- 체온, 심박, 속도, 거리, 케이던스 모니터링</p>
Onitor	 <p>- 스마트 밴드와 운동 프로그램 식이 콘텐츠 결합</p>

기업	내용
Fitbit	 <p>The image displays a collection of Fitbit smartwatches including the Versa, Versa LITE EDITION, Ionic, Charge 3, Inspire HR, Inspire, and Ace 2. Below the watches are three screenshots of the Fitbit mobile application. The first screenshot shows a dashboard with metrics for steps (8,793), heart rate (83 bpm), distance (3.8 miles), floors (15), and a 2.1 mile run. The second screenshot shows a sleep tracking interface with a bar chart for 'Hours Slept' and a weekly summary. The third screenshot shows a user profile with a photo and real-time metrics: 3.00 mi, 5,205 steps, and 147 bpm.</p> <p>- 스마트밴드를 이용한 수면관리, 심박수 모니터링 및 건강관리</p>
Lifesense	 <p>The image shows Lifesense smart devices: a smartwatch, a smartwatch with a wristband, and a Bluetooth Blood Pressure Monitor. Below these is a five-step process flow diagram:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li><b>I</b> Enable aerobic fitness monitoring during exercise</li> <li><b>II</b> The wristband will collect and analyze heart rate data</li> <li><b>III</b> Estimate VO2max to measure aerobic fitness</li> <li><b>IV</b> Assess personal health</li> <li><b>V</b> Output personal training plan for aerobic fitness</li> </ol> <p>- 스마트 혈압계, 스마트워치, 스마트밴드, 체중계, 혈압계</p>

기업	내용
Zephyr	 <p>- 스마트 셔츠를 통해서 운동선수의 심장박동수, 신진대사, 신체 포지션, 폐활량 등 생체신호 모니터링</p>
Sotera visi mobile	 <p>- 실시간 혈압, 심장박동, 피부온도, 호흡, 산소포화도 등의 생체신호 정보제공</p>
TomTom	 <p>- 웨어러블 트래커로부터 운동 분석을 통한 가이드 제공</p>

### 1.2 국내 스마트 헬스케어 시장 현황

국내 헬스케어 산업 규모는 15년 3조 5,209억 원에서 연평균 16.1%의 높은 성장률을 보이며 19년에는 6조 4,257억 원 규모로 성장할 것으로 전망된다. 국내 스마트 헬스케어 산업은 건강관리 및 병원·의료 관련 영역에서 다양한 제품이 개발되고 있다. 정책적으로는 식약처에서 2017년에 스마트 헬스케어 융복합 전문가 위원회를 구성하여 기술 표준 조화 (KS)를 진행하였고, 복지부는 9대 국가전략 프로젝트의 하나로 정밀의료 기술개발 계획을 추진하여 2018년 R&D 예산에서 바이오 신산업 육성에 5,764억, 만성질환 예방 등에 877억, 치매 극복 연구 및 ICT 융합 돌봄 서비스 등을 예산에 편성하였다. 과학기술정보통신부에서는 제3차 생명공학육성 기본계획을 수립하여 헬스케어 산업 육성을 위한 의료 빅데이터 규제 개선과 표준화로 건강정보와 ICT 융합 신의료서비스 기반을 마련하였고, 4차 산업혁명위원회를 통한 헬스케어 특별위원회를 출범하여 헬스케어 시스템 구축, R&D지원 및 인공지능 의료기기 가이드라인을 제공하고 있다. 국내 기업으로는 삼성전자, 라이프시맨틱스, SKT, KT, LGT 통신사 등에서 플랫폼 서비스를 제공하는 연구를 하고 있으며, 두성기술, 라이프사이언스 테크놀로지(Life Science Technology), 오상헬스케어, 에버닌(Eburnean) 등이 생체신호 모니터링을 통한 헬스케어 제품을 개발하여 시장에 출시하고 있다.

표 6 국내 스마트 헬스케어 제품

기업	내용
두성기술	 <p>- 심박수, 칼로리 소모량, 걸음 수, 속도, 스트레스 등의 정보를 실시간으로 측정</p>

기업	내용
Life Science Technology	 <p>- 유아의 체온, 맥박 등 지속해서 모니터링</p>
오상헬스케어	 <p>- 와이파이와 블루투스를 이용하여 스마트폰과 연동되는 혈당측정기</p>
에버닌	 <p>- 트래커를 이용한 무릎 관절 모니터링</p>

기업	내용
<p>답메디</p>	  <p>- 스마트폰을 이용한 혈압측정 솔루션</p>
<p>진저아이오</p>	  <p>- 스마트폰 사용 패턴으로부터 우울증, 양극성 장애, 심장병, 당뇨병 연구 진행</p>

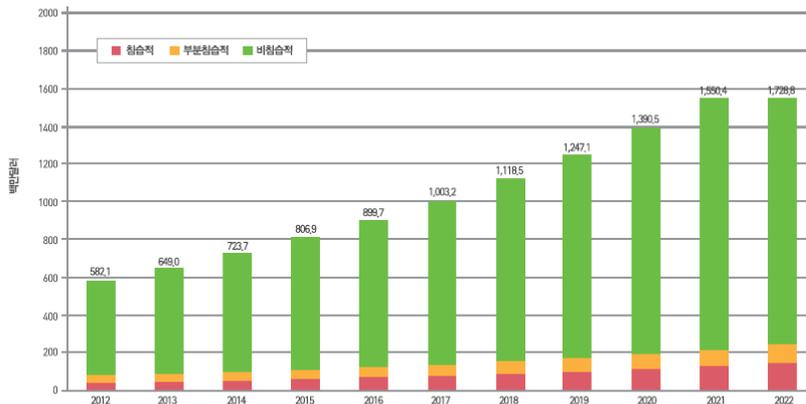
## 2. 스마트 헬스케어 기술 전망

한 개인이 평생동안 1,100TB 이상의 헬스케어 데이터를 발생시키며 그 양은 계속해서 늘어갈 것이다. 이에 따라 사물인터넷 등 다양한 장치와 센서가 개발되면서 방대한 의료 분야 데이터 처리 및 분석을 담당하는 빅데이터 기술(49%)이 시장 성장에 가장 중추적인 역할을 할 것으로 기대된다. 다음으로는 의료 진단 결과 개선 및 신약 개발에 활용할 수 있는 인공지능 기술(35.3%)이 선정되었고, 이외에 사물인터넷(14.8%), 가상/증강 현실(2.5%), 로보틱스(1.6%) 등이 향후 스마트 헬스케어 산업 성장에 크게 기여할 것으로 보이고 있다. 스마트 헬스케어 기술의 발전은 방대한 의료 데이터로부터 개인 맞춤형 진단 및 생활습관정보 제공을 통해 질병 발현 예방에 도움을 줄 수 있고, 의료차트 및 의학 정보 빅데이터로부터 자동화된 질병정보를 의사와 환자에게 제공하여 진료를 도울 수 있을 것이다. 그러나 이러한 스마트 헬스케어 서비스로 인하여 가질 수 있는 다양한 혜택과 혁신의 가능성에도 불구하고 아직 해결되지 않은 장애물들이 존재한다. 각종 의료 및 개인정보를 포함하고 있는 데이터에 기반을 둔 스마트 헬스케어 서비스는 개인정보 보안 및 서비스의 신뢰성 문제가 항상 상존하고 있다. 이를 극복하기 위해서는 의료기관 내·외부 데이터 연계를 위한 표준기반 데이터 통합을 통해 상호 운용성 확보와 서비스 통합 기술, 정밀의료 적용을 위한 맞춤형 분석 기술 확보가 필요하다. 또한, 의료기관과 개인건강관리 서비스의 데이터 상호 운용성을 제공할 수 있는 제도적 지원이 필요하다.

## IV 결론

인간-기계 연계기술에 있어서 기술방식의 분류에 따라 침습적, 비침습적 방식으로 나눌 수 있으며, 시장 규모는 비침습적 방식의 연계기술이 가장 큰 비중을 차지하여 연평균 11.5%의 성장률을 보일 것으로 전망된다. 침습적 방식은 14.3%의 가파른 성장이 기대되며 시장이 형성되는 시기에 있으므로 향후 성장 가능성이 높을 것으로 판단된다. 응용 분야에 있어서 스마트 헬스케어 시장이 가장 큰 비중을 차지하고 있으며 2017년 6.2억 달러(약 7,300억 원)에서 2022년 9.6억 달러(약 1조 831억 원)로 연평균 11.4%의 성장이 예상된다.

그림 15 기술방식에 따른 세계 BCI 시장 규모 및 예측



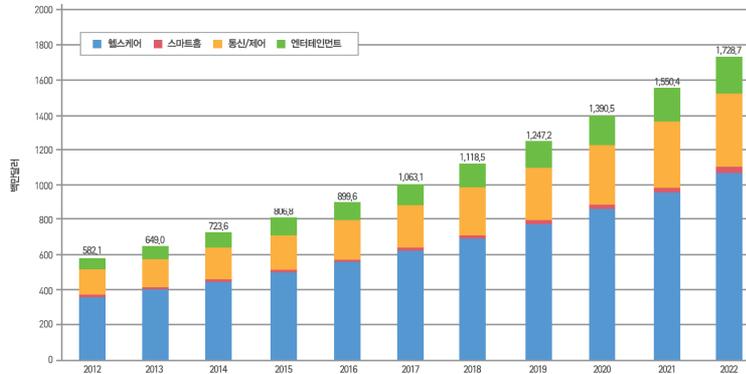
(단위: 백만 달러)

연도	2012년	2013년	2014년	2015년	2016년	2017년	2018년	2019년	2020년	2021년	2022년
비침습적	502.6	560.1	624.3	695.8	775.5	864.3	963.3	1,073.6	1,196.6	1,333.6	1,486.4
부분침습적	42.2	46.1	50.3	54.9	59.8	65.2	71.0	77.3	84.1	91.5	99.4
침습적	37.3	42.8	49.1	56.2	64.4	73.7	84.2	96.2	109.8	125.3	143.0
합계	582.1	649	723.7	806.9	899.7	1,003.2	1,118.5	1,247.1	1,390.5	1,550.4	1,728.8

자료: Brain Computer Interfaces Market Size, Application Analysis, Regional Outlook, Competitive Strategies And Forecasts, 2015 To 2022, Grand View Research 2015

(출처: 김광훈, 2017)

그림 16 응용분야에 따른 세계 BCI 시장 규모 및 예측



[단위: 백만 달러]

연도	2012년	2013년	2014년	2015년	2016년	2017년	2018년	2019년	2020년	2021년	2022년
엔터테인먼트	62.7	70.7	79.7	89.9	101.3	114.2	128.7	145.1	163.4	184.1	207.4
통신/제어	148.6	164.9	183.0	203.1	225.4	250.1	277.6	308.0	341.8	379.2	420.8
스마트홈	9.4	10.7	12.2	13.9	15.9	18.1	20.6	23.5	26.7	30.4	34.6
헬스케어	361.4	402.7	448.7	499.9	557.0	620.7	691.6	770.6	858.6	956.7	1,065.9
합계	582.1	649.0	723.6	806.8	899.6	1,063.1	1,118.5	1,247.2	1,390.5	1,550.4	1,728.7

자료: Brain Computer Interfaces Market Size, Application Analysis, Regional Outlook, Competitive Strategies And Forecasts, 2015 To 2022, Grand View Research 2015

(출처: 김광훈, 2017)

특히 노인과 장애 인구의 증가에 따라 웨어러블 형태의 인간-기계 연계장치를 이용한 정신 건강보조 및 훈련 콘텐츠 시장의 확대가 예상된다. 향후에는 생체신호 측정 및 처리 기술의 발전으로 특정 질환에 대한 보조적인 치료법을 뛰어넘어 뇌졸중, 척수손상, 뇌성마비 등 다양한 신경계 질환 극복의 원천기술로 그 역할을 할 것이다. 선진국에 비해 우리나라의 인간-기계 연계기술 연구의 시작이 늦었지만 21세기를 선도할 핵심 융합 연구로서 의료 재활 분야뿐만 아니라 엔터테인먼트, 통신/제어, 국방, 교육, 지식 전달 및 교류의 방안으로도 활용될 수 있을 것이다.

저자\_ **한성민** (Sungmin Han)

• **학력**

고려대학교 의공학 박사  
연세대학교 기계학과 석사  
연세대학교 의용전자공학 학사

• **경력**

現) 한국과학기술연구원 선임연구원  
前) 한국과학기술연구원 연구원  
前) 한국과학기술연구원 박사후연구원

## 참고문헌

1. Ajiboye AB, Willett FR, Young DR, Memberg WD, Murphy BA, Miller JP, Walter BL, Sweet JA, Hoyen HA, Keith MW, Peckham PH, Simeral JD, Donoghue JP, Hochberg LR, and Kirsch RF (2017) "Restoration of reaching and grasping movements through brain-controlled muscle stimulation in a person with tetraplegia: a proof-of-concept demonstration", *Lancet*, 389(10081), pp 1821-1830.
2. Ang KK, Chua KSG, Phua KS, Wang C, Chin ZY, Kuah CWK, Low W, and Guan C (2014) "A Randomized Controlled Trial of EEG-Based Motor Imagery Brain-Computer Interface Robotic Rehabilitation for Stroke", *Clin EEG Neurosci*, 46(4), pp 310-320.
3. Boretius T, Badia J, Pascual-Font A, Schuettler M, Navarro X, Yoshida K, and Stieglitz T (2010) "A transverse intrafascicular multichannel electrode (TIME) to interface with the peripheral nerve", *Biosens Bioelectron*, 26(1), pp 62-69.
4. Carlson T and Milan JDR (2013) "Brain-Controlled Wheelchairs: A Robotic Architecture", *Robot. Autom. Mag*, 20(1), pp 65-73.
5. Badia J, Boretius T, Andreu D, Azevedo-Coste C, Stieglitz T, Navarro X (2011) "Comparative analysis of transverse intrafascicular multichannel, longitudinal intrafascicular and multipolar cuff electrodes for the selective stimulation of nerve fascicles", *J Neural Eng*, 8(3), 036023.
6. Ganesh G, Nakamura K, Saetia S, Tobar AM, Yoshida E, Ando H, Yoshimura N, and Koike Y (2018) "Utilizing sensory prediction errors for movement intention decoding: A new methodology", *Sci adv*, 4(5), eaaq0183.
7. Grand View Research (2018), "Brain Computer Interface (BCI) Market Analysis By Product (Invasive, Partially Invasive, Non-invasive), By Application (Healthcare, Smart Home Control, Communication & Control, Entertainment, Gaming), By End-use And Segment Forecasts, 2012 - 2022"
8. Hochberg LR, Bacher D, Jarosiewicz B, Masse NY, Simeral JD, Vogel J, Haddadin S, Liu J, Cash SS, van der Smagt P, and Donoghue JP (2012) "Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm", *Nature*, 485(7398), pp 372-375.
9. Kim BH, Kim M, and Jo S (2014) "Quadcopter flight control using a low-cost hybrid interface with EEG-based classification and eye tracking", *Comput Biol Med*, 51, pp 82-92.

10. Kwak NS and Lee SW (2019) "Error Correction Regression Framework for Enhancing the Decoding Accuracies of Ear-EEG Brain-Computer Interfaces", IEEE Trans Cyberm, epub.
11. Nuyujukian P, Albites Sanabria J, Saab J, Pandarinath C, Jarosiewicz B, Blabe CH, Franco B, Memoff ST, Eskandar EN, Simeral JD, Hochberg LR, Shenoy KV, and Henderson JM (2018) "Cortical control of a tablet computer by people with paralysis", PLoS One, 13(11), e0204566.
12. Park W, Kim DH, Kim SP, Lee JH, and Kim L (2018) "Gamma EEG Correlates of Haptic Preferences for a Dial Interface", IEEE Access, 6, 22324-22331.
13. Selfslagh A, Shokur S, Campos DS, Donati AR, Almeida S, Yamauti SY, Coelho DB, Bouri M, and Nicolelis MA (2019) "Non-invasive, brain-controlled functional electrical stimulation for locomotion rehabilitation in individuals with paraplegia", Sci Rep, 9(1), 6782.
14. Shin J, Kwon J, and Im CH (2018) "A ATernary Hybrid EEG-NIRS Brain-Computer Interface for the Classification of Brain Activation Patterns during MentalArithmetic, Motor Imagery, and Idle State", Front. Neuroinform, 12:5.
15. 2017년 건강보험통계 연보, 건강보험심사평가원 국민건강보험공단 공동 발간.
16. 2018 고령자 통계, 통계청.
17. 2018 건강보험 주요통계, 국민건강보험공단.
18. 김광훈, 2017, "뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI), 고령화 사회 도래 및 핵심 기술로 지속 성장 기대", KISTI 마켓리포트
19. 디지털-헬스케어 융합산업 동향 (2015), 한국보건산업진흥원.
20. 디지털 헬스케어 혁신 동향과 정책 시사점 (2018), 과학기술정책연구원.
21. 스마트 헬스케어 산업군 분석 및 통계조사 (2015), 한국u헬스협회, 산업통상자원부.
22. 스마트 헬스케어의 현재와 미래, (2018), 삼성KPMG 경제연구원.
23. 스마트 헬스케어 의료기기 기술·표준 전략 보고서 (2018), 식품의약품안전처 식품의약품안전평가원.
24. 인간-기계 상호적응형 BMI기술 (2018), 융합연구정책센터.
25. 연합뉴스 2017.03.28. 머스트, 인간 뇌와 컴퓨터 연결하는 뉴럴링크 설립
26. 조호현, 전성찬 (2012) "뇌전도 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 기술", 한국통신학회지, 29(7), pp 47-55.



융합연구리뷰

Convergence Research Review 2019 August vol.5 no.8



02792 서울특별시 성북구 화랑로 14길 5  
TEL. 02.958.4980